



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY  
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**VARIABILITA ROZLOŽENÍ TLAKOVÝCH SIL V OBLASTI  
CHODIDLA SE SPOJENÍM EMG**

THE VARIABILITY OF THE DISTRIBUTION OF PRESSURE FORCES ON THE FOOT WITH COUPLING EMG

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Nikola Semeráková**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Markéta Kotová**

**BRNO 2016**



# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Nikola Semeráková

**ID:** 164996

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2015/16

## NÁZEV TÉMATU:

### Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte fyziologii chodidla lidského těla a dolních končetin. 2) Seznamte se s možnostmi měření rozložení tlakových sil pomocí dynamického chodníku a s měřením signálu EMG pomocí bezdrátového elektromyografu. 3) Navrhněte protokol měření rozložení tlaku a EMG během zvolené aktivity probanda. 4) Provedte měření podle protokolu na skupině probandů. 5) Naměřená data zpracujte a proveďte analýzu. 6) Vhodným způsobem výsledky prezentujte a vyhodnoťte.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KONRAD P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, 1.

[2] ABDUL RAZAK, Abdul Hadi, et al. Foot plantar pressure measurement system: a review. Sensors, 2012, 12.7: 9884-9912.

**Termín zadání:** 8.2.2016

**Termín odevzdání:** 27.5.2016

**Vedoucí práce:** Ing. Markéta Koťová

**Konzultant bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady**

#### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# **ABSTRAKT**

Bakalářská práce je zaměřena na variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením elektromyografie. Součástí práce je fyziologie svalové soustavy dolních končetin, kde jsou také rozebrány konkrétní svaly, které jsou využívány pro zajištění stoje. Dále se práce věnuje posturální stabilitě, nožní klenbě a souvisejícím biomechanickým pojmům. Následně je rozebrán princip elektromyografu a dynamického chodníku. Další kapitola je věnována praktické části a obsahuje popis měření a jeho protokol. Dále se práce zabývá popsáním zpracování dat nejprve z elektromyografu a pak z dynamického chodníku. V poslední části jsou parametry získané z těchto přístrojů porovnány a jsou zde také vyhodnoceny dílčí parametry pro elektromyograf i pro dynamický chodník.

# **KLÍČOVÁ SLOVA**

Fyziologie dolních končetin, zádové svaly, svaly dolních končetin, postura, nožní klenba, elektromyografie, dynamický chodník.

# **ABSTRACT**

The bachelor work is focused on the distribution of pressure forces in the area of the foot with support from electromyography. Part of the work deals with the physiology of leg muscles and where the groups of muscles responsible for standing are defined. After that the thesis focuses on postural stability, the foot vault and biomechanical parameters. Additionally, there's the defining of the principles of electromyography and dynamic pavement. Furthermore, the thesis focused on describing how the data is processed, first from elektromyograph and then from dynamic pavement. Finally, there are outcomes from these devices, which are compared and evaluated, there are also partial parameters for electromyography and for the dynamic pavement.

# **KEYWORDS**

Physiology of the legs, back muscles, leg muscles, posture, foot vault, electromyography, dynamic pavement.

Semeráková, N. *Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 48 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Markéta Koťová.

# PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujícího zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Markétě Koťové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, za ochotu a vstřícnost při konzultacích, strávený čas při měřeních v laboratoři a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Mé velké díky patří také všem dobrovolníkům za jejich spolupráci. Dále děkuji své rodině za podporu při studiu, především svým prarodičům.

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>vi</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>vii</b>
<b>Seznam symbolů a zkratek</b>	<b>ix</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Svalový aparát dolních končetin</b>	<b>3</b>
1.1 Struktura kosterního svalu.....	3
1.2 Fyzikální a fyziologické vlastnosti kosterního svalu .....	4
1.3 Činnost svalu .....	4
1.4 Svaly vybrané pro měření .....	5
<b>2 Postura</b>	<b>8</b>
2.1 Posturální stabilita .....	8
2.2 Posturální stabilizace .....	9
2.3 Posturální reaktivita .....	9
2.4 Nožní klenba .....	9
2.5 Biomechanické pojmy .....	10
<b>3 Dynamický chodník</b>	<b>11</b>
<b>4 Elektromyografie</b>	<b>12</b>
4.1 Bezdrátový elektromyograf .....	12
<b>5 Protokol měření</b>	<b>14</b>
5.1 Vyšetření stoje v modifikacích .....	15
<b>6 Zpracování dat z elektromyografu</b>	<b>17</b>
6.1 Analýza v časové oblasti .....	19
6.2 Analýza ve frekvenční oblasti .....	20
<b>7 Zpracování dat z dynamického chodníku</b>	<b>22</b>

7.1	Zpracování dat z měření pro stoj na obou nohách.....	22
7.2	Zpracování dat z měření pro stoj na jedné noze .....	24
7.3	Zpracování dat z měření pro střídavý stoj na obou nohách a jedné noze	25
<b>8</b>	<b>Porovnání dat</b>	<b>27</b>
8.1	Porovnání levé a pravé strany .....	27
8.2	Porovnání svalové aktivity v souvislosti se zatížením špičky a paty chodidla.....	31
8.3	Porovnání dominantní a nedominantní končetiny.....	34
8.4	Svalová únava .....	36
8.5	Stabilita .....	37
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>39</b>
	<b>Literatura</b>	<b>41</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>45</b>
<b>A</b>	<b>Informovaný souhlas</b>	<b>46</b>
<b>B</b>	<b>Protokol měření</b>	<b>47</b>
<b>C</b>	<b>Obsah přiloženého CD</b>	<b>48</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Schéma myofibrily [5].....	4
Obr. 2: <i>M. erectus spinae</i> , převzato z [27].....	6
Obr. 3: Vybrané svaly a) na přední straně stehna, b) na zadní straně stehna, převzato z [13].....	6
Obr. 4: Vybrané svaly a) na holeni, b) na lýtku, převzato z [13] .....	7
Obr. 5: Dynamický chodník.....	11
Obr. 6: Bezdrátový elektromyograf.....	12
Obr. 7: Nalepené elektrody na vyšetřovaném subjektu a) pohled zepředu, b) pohled zezadu .....	13
Obr. 8: Ukázka modifikací stoje a) Romberg I, b) Romberg II.....	16
Obr. 9: Graf surového signálu ze svalu <i>m. erector spinae</i> .....	17
Obr. 10: Graf vyfiltrovaného signálu.....	18
Obr. 11: Rektifikovaný signál.....	18
Obr. 12 Píky signálu .....	19
Obr. 13: Výkonové spektrum a) ze surového signálu, b) z rektifikovaného signálu.....	21
Obr. 14: Průměrné zatížení levého a pravého chodidla po dobu měření .....	22
Obr. 15: Průměrné zatížení levé špičky a paty a pravé špičky a paty.....	23
Obr. 16: Rozložení tlakových sil v oblasti chodidla .....	24
Obr. 17: Stoj na levé noze, průměrné zatížení a) špičky, b) paty .....	24
Obr. 18: Stoj na levé noze, průměrné zatížení špičky a paty .....	25
Obr. 19: Stoj střídavě na obou nohách, jen levé noze a jen pravé noze .....	26



# SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Parametry chodníku Zebris.....	11
Tab. 2: Dotazník pro vyšetřovaného .....	14
Tab. 3: Výsledky v časové oblasti .....	19
Tab. 4: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levé a pravé chodidlo .....	23
Tab. 5: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou a pravou špičku a patu.....	23
Tab. 6: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou špičku a patu	25
Tab. 7: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla .....	27
Tab. 8: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla .....	27
Tab. 9: Průměrné zatížení podložky vyjádřené v procentech pro levé a pravé chodidlo	28
Tab. 10: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 1 .....	29
Tab. 11: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 2.....	29
Tab. 12: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 3.....	30
Tab. 13: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 4.....	30
Tab. 14: Srovnání průměrné svalové aktivity <i>m. triceps surae</i> a <i>m. tibialis anterior</i> z levé končetiny s průměrným zatížením podložky levou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1 .....	32
Tab. 15: Srovnání průměrné svalové aktivity <i>m. triceps surae</i> a <i>m. tibialis anterior</i> z pravé končetiny s průměrným zatížením podložky pravou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1 .....	33
Tab. 16: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 6 a 7 pro subjekt č. 1 .....	34

Tab. 17: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 6 a 7 pro subjekt č. 1 .....	34
Tab. 18: Porovnání průměrné a mediánové svalové aktivity u měření č. 6 a 7 pro zjištění dominantní končetiny .....	35
Tab. 19: Průměr a medián výkonových spekter pro subjekt č. 1, <i>m. triceps surae</i> , pro všechna měření .....	36
Tab. 20: Průměrná rychlost změn COP pro všechny subjekty a všechna měření .....	37

# SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

AC	Area of contact
COM	Center of mass
COG	Center of gravity
COP	Center of pressure
EMG	Elektromyograf
BMI	Index tělesné hmotnosti
$f(t)$	Signál proměnný v čase
$\omega$	Kmitočet
$S_{ff}(\omega)$	Výkonové spektrum
$E_w$	Souborová střední hodnota
N	Počet realizací
$F_w(\omega)$	Spektrum jedné realizace
$x_{prum}$	Průměrná hodnota
$v\_COP$	Průměrná rychlost změn COP

# ÚVOD

Špatné držení těla vzniká z chronicky nesprávné posturální zátěže a je velmi často jedním z hlavních důvodů celé řady funkčních poruch pohybového systému. Centrální nervová soustava, která zajišťuje posturální funkce, pak často může používat svalové vzory, které působí pokaždé stejným způsobem. Důsledkem toho mohou vzniknout svalové disbalance, přetížení v určitých oblastech či dokonce strukturální poruchy [11][19].

Správné držení těla tedy může nepřímo ovlivňovat funkci celé řady tělesných systémů a především je prevencí před nemocemi páteře. Proto je důležité klást na tento aspekt dostatečnou pozornost, protože správná posturální funkce je součástí každého pohybu a při sportovních činnostech se její význam ještě násobně zvyšuje [11].

V dnešní době je vyšetření stoje a chůze prováděno především na základě subjektivního posouzení lékaře a není podloženo žádnými exaktními údaji. Vyšetření rozložení tlakových sil v oblasti chodidla ve spojení s vyšetřením svalové aktivity dolních končetin a vybraných zádových svalů a vyšetření stability stoje pomocí dynamického chodníku a elektromyografu je vhodným prostředkem pro tento druh vyšetření především pro svou objektivitu a také díky tomu, že subjektivní posouzení člověka může do značné míry přesnost výsledku eliminovat.

Tato práce je zaměřena na variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla, k čemuž byl použit dynamický chodník, který byl synchronizován s elektromyografem. V první části práce je rozebrána fyziologie dolních končetin zaměřená na svalovou soustavu. Kapitola je doplněná o výčet a popis konkrétních svalů, které jsou důležité pro stoj, a se kterými se také pracuje v praktické části práce. Následně je popsána postura s jejími základními funkcemi a biomechanickými pojmy, které se jí týkají. Důležitým aspektem pro udržení postoje je samozřejmě i nožní klenba, která je v kapitole o postuře také rozebrána.

V praktické části se práce zabývá měřením svalové aktivity při stoji pomocí elektromyografu a měřením rozložení tlakových sil v oblasti chodidla pomocí dynamického chodníku při stoji a jeho modifikacích. Princip přístrojů je shrnut v kapitolách 3 a 4.

V kapitole 6 je popsáno zpracování a analýza v časové a frekvenční oblasti dat z elektromyografu. V kapitole 7 je popsáno zpracování dat z dynamického chodníku.

V poslední kapitole je provedeno porovnání dat z elektromyografu s daty z dynamického chodníku. V podkapitole 8.1 je porovnána svalová aktivita z vybraných

svalů levé strany těla se zatížením podložky u levého chodila a stejně tak je provedeno porovnání pro pravou stranu těla. Dále je zkoumáno, jaký sval má největší vliv při stoji, když je větší zatížení podložky na špičce nebo patě chodidla (8.2). Z dat z elektromyografu je dále zjištěna dominantní končetina a vyšetřen případný vliv měření na únavu svalů. Z dat z dynamického chodníku je získán parametr pro porovnání stability mezi jednotlivými měřeními a jednotlivými jedinci.

Cílem této práce je zjistit závislost rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se svalovou aktivitou vybraných svalů u deseti jedinců, kteří jsou všichni ve věkovém rozpětí od jedenadvaceti do čtyřadvaceti let a jejich hodnota BMI je obdobná.

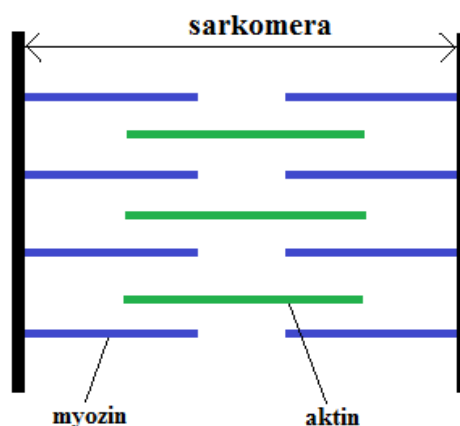
# 1 SVALOVÝ APARÁT DOLNÍCH KONČETIN

V této kapitole bude popsána struktura kosterního svalu (1.1), fyzikální a fyziologické vlastnosti svalu (1.2), činnost svalu (1.3) a nakonec výčet svalů, které jsou vybrané pro praktickou část práce (1.4).

## 1.1 Struktura kosterního svalu

Základní jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno neboli svalová buňka. Tato buňka je mnohojaderný útvar válcového tvaru. Je ohraničená sarkolemou, která se místy vchlipuje a vytváří T-tubuly (transverzální kanálky), díky kterým se elektrický impulz dostane do buňky. Její hlavní funkční složkou jsou myofibrily, které jsou tvořeny z dvojí hmoty: světlejší hmoty, která je jednolomná, a tmavší hmoty, která je dvojlomná. Myofibrily jsou tvořeny pravidelně se střídajícími úseky tenkých (aktin) a silných (myozin) myofilamentů, čili jednolomné a dvojlomné hmoty. Toto potom zapříčiňuje charakteristické příčné pruhování (odtud název příčně pruhované svalstvo). Úsek vymezený dvěma sousedními destičkami Z nazýváme sarkomer a tvoří nejmenší jednotku stažlivosti svalového vlákna (viz Obr. 1)[1][3].

Kosterní sval je inervován vlákny motorickými, senzitivními a autonomními. Motorická vlákna typu alfa končí v každém extrafuzálním svalovém vlákně (tzn. stažlivé svalové vlákno) v nervosvalové ploténce, motorická vlákna typu gama končí v motorických ploténkách intrafuzálních svalových vláken (tzn. vlákna tvořící svalová vřeténka). Autonomní vlákna zprostředkovávají cévohybné reakce. Senzitivní vlákna vedou dostředivé reakce svalů. Vycházejí ze svalových vřetének (citlivá na změnu délky svalu) a šlachových tělísek (citlivá na změnu napětí svalu) [1][3][4].



Obr. 1: Schéma myofibrily [5]

## 1.2 Fyzikální a fyziologické vlastnosti kosterního svalu

Základními fyzikálními vlastnostmi kosterního svalu jsou pružnost a pevnost. Pojem pružnost představuje fakt, že sval se při zatížení úměrně protáhne dle velikosti zatížení. Sval v činnosti má schopnost se protáhnout při stejném zatížení více než sval, který je v klidu. Pevnost svalu se pohybuje mezi 4 až 12 kg na 1 cm<sup>2</sup> kolmého průřezu svalu a je to schopnost svalu odolávat přetržení. Pružnost a pevnost svalu chrání sval před přetížením a snižují jeho energetický výdej [1][3].

Základními fyziologickými vlastnostmi kosterního svalu jsou dráždivost a schopnost se stahovat. Dráždivost znamená, že sval je schopen reagovat na vnější podmínky. Jeho reakcí na podráždění je svalový stah [3].

## 1.3 Činnost svalu

Okrajový úsek motorického axonu je zakončen na svalovém vlákně konkrétně v nervosvalové ploténce, což je chemická synapse. Mediátorem přenosu vzruchu je zde acetylcholin. Nervový vzruch putuje po presynaptickém vlákni, zvýší propustnost presynaptické membrány a do synaptické štěrbiny je uvolněn acetylcholin. Acetylcholin se na vnější straně postsynaptické membrány naváže na receptní místa a zvýší propustnost postsynaptické membrány pro Na<sup>+</sup> a K<sup>+</sup>, čímž se změní její polarizace. Vznikne postsynaptický potenciál, který jakmile dosáhne prahové hodnoty, vznikne na svalovém vlákni akční potenciál. Ten se potom šíří jako vzruch k okrajům svalových vláken. Acetylcholinesteráza inaktivuje acetylcholin, takže další akční potenciál nevznikne, dokud se z motorického neuronu neuvolní další acetylcholin [1][3].

Svalový stah se uskutečňuje změnami vláknitých struktur kontraktilních svalových bílkovin aktinu a myozinu. Ty buď existují každý zvlášť a nebo v komplexu aktomyzin. Vzájemný vztah aktinu a myozinu závisí na přítomnosti ATP a bílkovin troponinu a tropomyosinu. Pokud je sval v klidu, je vytvořena vazba mezi troponinem a tropomyozinem (tzv. relaxační bílkovina) a brání tak spojení aktinu a myozinu [1][3].

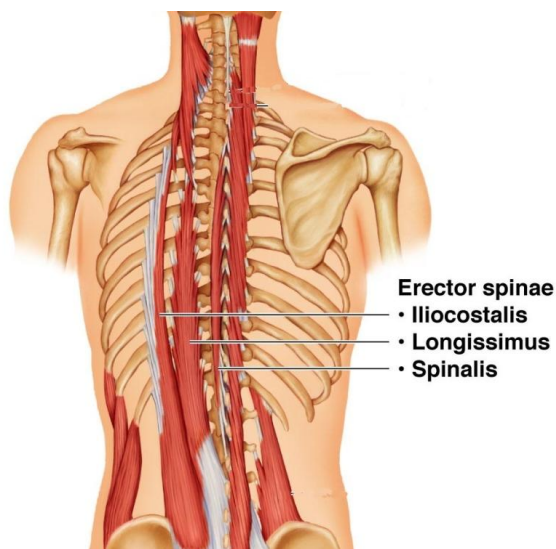
Akční potenciál šířící se podél T-tubulů otevírá  $\text{Ca}^{2+}$  kanály sarkoplazmatického retikula.  $\text{Ca}^{2+}$  se uvolňuje ze sarkoplazmatického retikula a putují k myofilamentům. Naváží se s troponinem a tím zabrání jeho spojení s tropomyozinem. Vytváří se vazba aktinu a myozinu, která má charakter příčných můstků. Za současného štěpení ATP, pro které je potřebná přítomnost také iontů  $\text{Mg}^{2+}$ , dochází ke svalové kontrakci, při níž se tenčí aktinová vlákna vtahují do silnějších myozinových vláken.  $\text{Ca}^{2+}$  kanály se uzavrou a  $\text{Ca}^{2+}$  ionty se aktivní pumpou, za účasti ATP, vrací zpět do sarkoplazmatického retikula. Troponin a tropomyozin znovu vytvoří vazbu a tím zablokují vazbu mezi aktinem a myozinem. Sarkomera se vrátí do své původní délky a sval je ve fázi relaxace [1][3].

## 1.4 Svaly vybrané pro měření

Hlavní funkcí dolní končetiny je stoj a chůze, čili stabilita a lokomoce těla. Tomu odpovídá i specifické postavení dolních končetin. Svaly podílející se na udržování stability se nazývají posturální svaly. Stabilita těla je zabezpečena hlavně koncentrací největší svalové hmoty těla kolem kyčelního kloubu. Mezi posturální svaly řadíme také hluboké zádivé svaly, které spolu s břišními svaly udržují trup ve vzpřímené poloze. V následujícím textu budou uvedeny a popsány konkrétní svaly pro měření [15].

Nejmohutnější svalovou hmotu reprezentuje *m. erector spinae* (viz Obr. 2), který se dělí na laterální *m. iliocostalis*, mediální *m. longissimus* a vnitřní *m. spinalis*. Extenduje páteř a zajišťuje vzpřímený postoj [15].

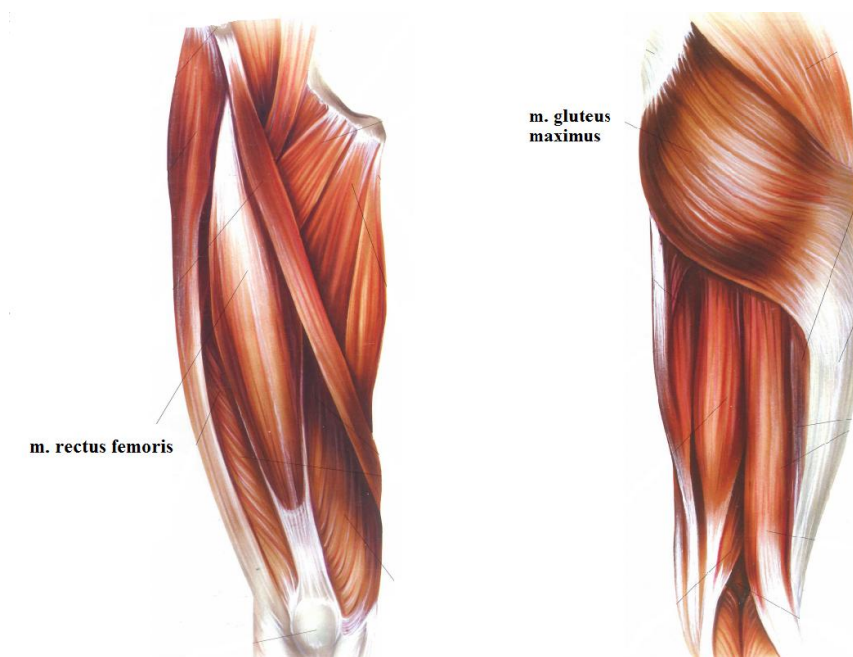




Obr. 2: *M. erectus spinae*, převzato z [27]

Velký hýžďový sval (*m. gluteus maximus*) provádí extenzi, vnější rotaci a abdukci v kyčelním kloubu (viz Obr. 3b), držení těla ve vzpřímené poloze a fixaci pánve, nezbytnou pro chůzi a stabilitu. Je výrazně aktivován při stoji na jedné noze [15].

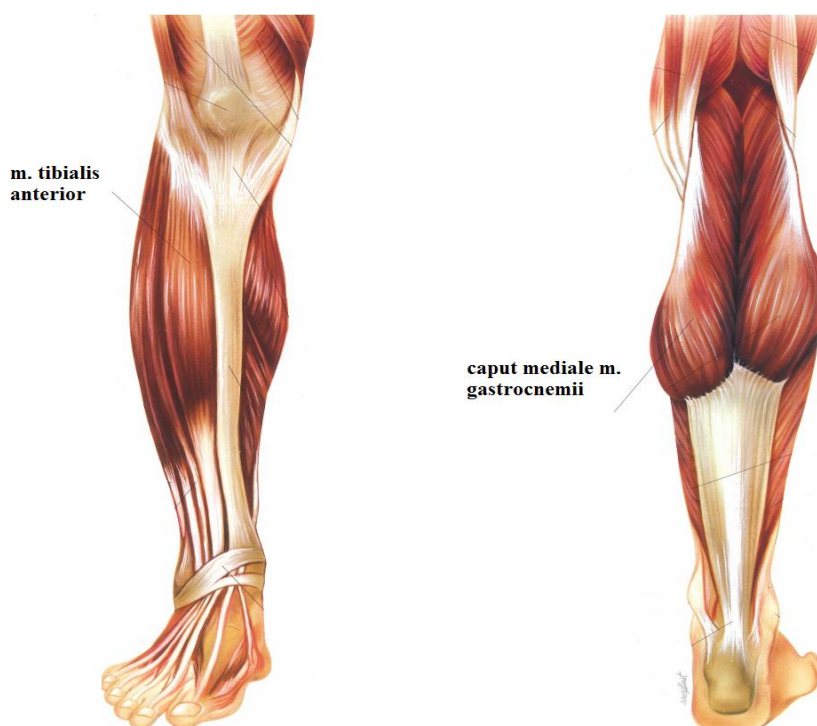
Čtyřhlavý stehenní sval (*m. quadriceps femoris*) je mohutný sval obalující téměř celou stehenní kost. Má čtyři hlavy: *m. rectus femoris* (viz Obr. 3a), *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. vastus intermedius*. Hlavní funkcí celého svalu je extenze v kolenním kloubu. Fixuje kloub při stoji a účastní se i při chůzi. Pro měření je zvolen *m. rectus femoris* [16].



Obr. 3: Vybrané svaly a) na přední straně stehna, b) na zadní straně stehna, převzato z [13]

Přední sval holenní (*m. tibialis anterior*) je primární ohybač dorsální flexe, obrací chodidlo, podílí se na zpevňování mediální podélné klenby chodidla (viz Obr. 4a). Maximálně je aktivován při chůzi, zajišťuje stoj na patách i na špičkách [13][15].

Trojhlavý lýtkový sval (*m. triceps surae*) se skládá z *m. gastrocnemius*, který má hlavy mediální a laterální, a z jedné hluboké hlavy *m. soleus*. Celý sval je významným flexorem nohy (stoj na špičkách, výpon). *M. gastrocnemius* je využíván spíše při chůzi. *M. soleus* vykazuje stálou zátěž, protože je významným posturálním svalem, vyrovnávající sklon holenní kosti. Zajišťuje stoj na patách i na špičkách. Měření je provedeno na levé hlavě lýtkového svalu (viz Obr. 4b) [16].



Obr. 4: Vybrané svaly a) na holeni, b) na lýtku, převzato z [13]

## 2 POSTURA

Postura je aktivní proces udržování polohy lidského těla a jeho segmentů proti působení zevních sil, z nichž má největší význam tíhová síla. Tento proces zajišťuje centrální nervová soustava, která řídí svalovou aktivitu. Postura je součástí stoje na nohou, ale je součástí i každé jiné polohy těla a také pohybu [9][10].

Neexistuje žádná norma pro posturální funkci, problémem je tedy určování závažnosti poruch. Stanovit jednu normu je nemožné, protože pro každého je správné držení těla odlišné. Proto definice ideální postury musí vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyzilogických funkcí a propojení těchto funkcí je nutno chápat v kontextu motorického, respektive morfologického vývoje [11].

Systém vzpřímeného držení těla se skládá ze tří složek: senzorické, řídicí a výkonné. Senzorickou složku představují proprioreceptory, zrak a vestibulární systém. Řídicí složku představují mozek a mícha. Výkonnou složku představuje pohybový systém [22].

Rozlišujeme tři posturální funkce: posturální stabilita (2.1), posturální stabilizace (2.2) a posturální reaktibilita (2.3).

Dále je v této kapitole pojednáno o nožní klenbě (2.4) a biomechanických pojmech souvisejících s posturou (2.5).

### 2.1 Posturální stabilita

Když se tělo nachází ve statické poloze, nemění svou polohu v prostoru. Každá statická poloha však obsahuje také děje dynamické. Pokud tělo zaujme stálou polohu, čelí tak přirozené labilitě pohybové soustavy. Tato schopnost, při které při správné funkci nedojde k nezamýšlenému pádu, se nazývá posturální stabilita. Ovlivňují ji biomechanické (velikost opěrné plochy) a neurofyzilogické faktory [11].

Pro pochopení podmínky stability je třeba nejdříve vysvětlit dva pojmy. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy a všeho mezi nimi. Měla by tedy být větší než opěrná plocha. Základní podmínkou stability tedy je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, ale nemusí se promítat do opěrné plochy [11].

Pokud dojde k porušení této podmínky, musí vazy a svaly udržovat trvalý otáčivý moment nebo musí svaly vynaložit poměrně velkou svalovou sílu pro udržení stability. Nerovnovážený stoj tedy z počátku koriguje vyšší svalová aktivita, při které dochází k hypertonii svalů, následně bolestivosti a může dojít také k deformitě [11].

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bázi, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině [11].

## **2.2 Posturální stabilizace**

Jak už bylo zmíněno, centrální nervový systém řídí aktivní držení částí těla proti působení zevních sil. Tento proces se nazývá posturální stabilizace. Jedná se o svalovou aktivitu, která zpevňuje jednotlivé části těla proti působícím zevním silám. Díky svalové aktivitě je zajištěna relativní tuhost skloubení koordinovaná aktivitou agonistů a antagonistů, která v dané poloze umožňuje vzdorovat gravitačním a dalším působícím silám. Zpevnění jednotlivých částí těla umožňuje vzpřímené držení a pohyb těla jako celku. Bez koordinované svalové aktivity by se naše kostra zhroutila [11].

## **2.3 Posturální reaktibilita**

Pro každý pohyb těla náročný na silové působení je vždy vytvářena kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Tato síla je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tento proces se nazývá posturální reaktibilita [11].

## **2.4 Nožní klenba**

Mezi dvě hlavní funkce nohy patří nést hmotnost těla a schopnost lokomoce. Pro zajištění stability těla má noha tři opěrné body: hrbol patní kosti, hlavičku první nártní kosti a hlavičku páté nártní kosti. Mezi těmito třemi opěrnými body jsou dva systémy a to, podélná a příčná klenba. Slouží k ochraně měkkých tkání plosky nohy a umožňují pružný nášlap [16].

Příčná klenba nohy je mezi hlavičkami první až páté nártní kosti. Podchycuje ji šlašitý třmen, který je tvořen holenním a dlouhým lýtkovým svalem [16].

Podélná klenba nohy je především tvořena vnitřním okrajem nohy, zevním podstatně méně. Udržují ji struktury svalů orientované souběžně s dlouhou osou nohy.

Udržení obou systémů kleneb závisí na celkovém tvaru kostry nohy a architektonice jednotlivých kostí, vazivovém systému nohy a svalech nohy. Udržení kleneb je velice důležité pro pružnou chůzi i stoj [16].

Zadní část nohy je zatížena 60 % hmotnosti těla, přední část 40 % [16].

## 2.5 Biomechanické pojmy

Je třeba si také definovat jednotlivé pojmy, týkající se měření v praktické části práce. Patří mezi ně i opěrná plocha (area of support, AS) a opěrná báze (base of support, BS), které jsou zmíněny už výše u vysvětlení podmínky stability (2.1). Dalšími důležitými pojmy jsou:

Area of contact (AC, plocha kontaktu) je plocha na podložce, která je v kontaktu s chodidlem [22].

Center of Mass (COM, těžiště) je hypotetický hmotný bod, kam je soustředěna veškerá hmotnost těla. Jeho přesná poloha je závislá na anatomické struktuře těla, obvyklého držení těla při stoji a aktuální pozici. Jeho lokace je v lidském těle u mužů asi v 57 % tělesné výšky a u žen asi v 55 % [21]. COM lze stanovit pomocí grafických nebo matematických metod, na příklad vážený průměr všech COM segmentů [22]

Centre of gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Při stoji se COG nachází vždy v opěrné bázi. Pokud se COG vyskytne mimo opěrnou bázi, není možné, aby se vrátilo zpět pouze pomocí působení svalové síly subjektu. Musí se změnit opěrná báze, přemístěním plochy kontaktu [22].

Center of pressure (COP) je definováno jako působíště vektoru reakční síly podložky. COP by bylo shodné s COG pouze tehdy, kdyby tělo bylo dokonale tuhé těleso, což samozřejmě není. Jeho poloha je dána COM a řízením centrální nervové soustavy (př. aktivita bérceových svalů má na COP výrazný vliv) [21][22].

95 % confidence ellipse area je takzvaná plocha konfidenční elipsy, která představuje 95 % poloh COP [22].

Dalšími možnými parametry, které lze získat z COP jsou délka dráhy a rychlost změn. Nejužitečnější parametr pro hodnocení stability stoje je rychlost změn COP, protože díky ní lze zjistit rozdíl mezi zdravými a nemocnými jedinci [34]. Průměrná rychlost COP je vypočtená ze změny polohy COP vzhledem ke snímací frekvenci [35].

### 3 DYNAMICKÝ CHODNÍK

Dynamický chodník Zebris (viz Obr. 5) je vyroben z pole tlakových snímacích prvků uspořádaných do konfigurace matice. Jeho výhodou je, že je snadno použitelný. Pro přesnost čtení je ale důležité, aby noha kontaktovala, co se týká do šířky chodníku, střed snímací oblasti. Systém je napojen přímo na počítač a nevyžaduje žádnou další elektroniku. Měřené parametry jsou automaticky vypočítány v softwarovém programu. Při stoji zatížení vyvíjené na levou či pravou část těla je vyobrazeno pomocí sloupcového grafu a také jako číselné hodnoty. O nerovnoměrném rozložení hmoty těla vypovídá také graf obsahující dvě křivky představující levé a pravé chodidlo. Měřená data jsou nahrávána po nastavenou dobu, jsou ukládána. Měření a vyhodnocování se zpracovává v počítači pomocí programu WinFDM [18]. Přístroj z měření poskytne soubor se zmíněnými grafy a jím vypočítanými a parametry a surová data, se kterými je pracováno v praktické části [18].

Ideálně jsou měřená data vyhodnocována synchronně s EMG [18].

Základní měřicí systém se skládá z měřicí desky FDM 2, externího napájecího balení a WinFDM software balíku. Tento systém pracuje s využitím počítače s USB rozhraním [18]. Výčet parametrů chodníku Zebris je v Tab. 1 [18].

Tab. 1: Parametry chodníku Zebris

<b>Rozsah měření</b>	1 - 120 N/cm <sup>2</sup>
<b>Přesnost měření</b>	± 5 %.
<b>Délka chodníku</b>	212,2 cm
<b>Šířka chodníku</b>	60,5 cm
<b>Výška chodníku</b>	2,5 cm
<b>Plocha senzorů (délka x šířka)</b>	203,2 x 54,2 cm
<b>Počet senzorů</b>	15 360



Obr. 5: Dynamický chodník

## 4 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je elektrodiagnostická metoda, která se zabývá registrací bioelektrických potenciálů z kosterních svalů. Pomocí EMG je možno diagnostikovat poruchy periferního svalstva, nervosvalového přenosu a kosterního svalstva [7].

Bioelektrický signál může být snímán pomocí jehlových či povrchových elektrod. Je veden do předzesilovače, který má obvykle 2-5 kanálů, což umožňuje analýzu několika různých signálů najednou. Signál je zde zesílen. Další součástí přístroje je stimulátor, který generuje elektrické impulzy o požadované intenzitě, trvání a frekvenci. Vstupní signál je převeden z analogového na digitální a pak je možno ho sledovat na monitoru. Lze hodnotit i zvukový záznam pomocí reproduktoru. Signál se může uchovat na paměťovém médiu a pak ho lze analyzovat pomocí specifického softwaru (např. kvantitativní analýza, rychlost vedení, blok vedení, časové trendy bioelektrických dějů) [7].

### 4.1 Bezdrátový elektromyograf

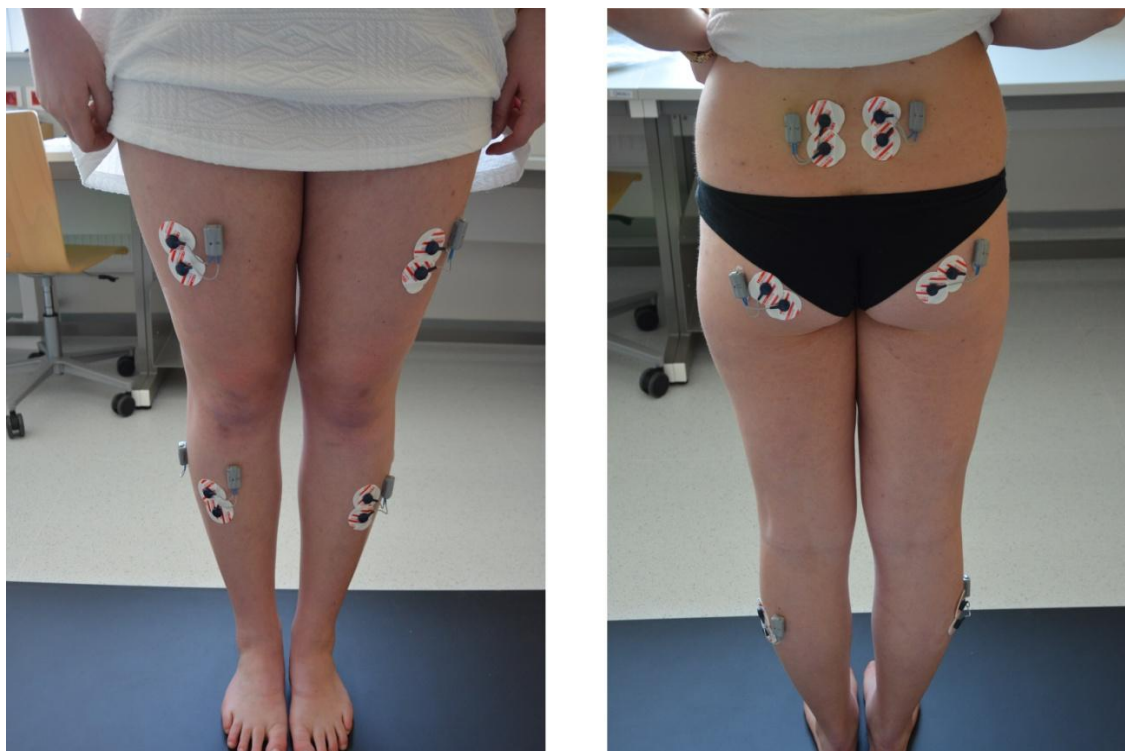
Pro praktickou část je využit bezdrátový elektromyograf - konkrétně Cometa Wave Plus system, který má šestnáct kanálů (viz Obr. 6). Mezi největší výhody tohoto elektromyografu je, že se vyšetřovaný může volně pohybovat, protože ho neomezují žádné kabely mezi EMG moduly a přijímačem dat. Vyšetření je neinvazivní a jedinou možnou intolerancí pacienta je nesnášenlivost na lepidlo, které se vyskytuje na elektrodách [20].



Obr. 6: Bezdrátový elektromyograf



Pro každý kanál EMG musí být použity dvě jednorázové elektrody, které se nalepí na požadovaný sval (viz Obr. 7). Moduly EMG se připnou pomocí svých spojek na elektrody. Součástí přístroje jsou také footswitch moduly, které se propojí s pizelektrickými snímači a monitorují, zda je na chodidlo přenesena nějaká váha [20].



Obr. 7: Nalepené elektrody na vyšetřovaném subjektu a) pohled zepředu, b) pohled zezadu

Přístroj obsahuje analogový výstupní kabel, modul pro nabíjení baterie, základní jednotku, EMG moduly, USB kabel, footswitch moduly, pizelektrický snímač a jednorázové elektrody [20].

Footswitch moduly snímají zatížení tělesné hmotnosti na patách, což lze pak vidět v naměřeném signálu.

Bezdrátové moduly jsou vybaveny interní dobíjecí baterií. Moduly komunikují s počítačem pomocí základní jednotky díky obousměrnému propojení pracujícím na frekvenci 2400 MHz [20].

Základní jednotka má čelní panel s LED. Obsahuje modulový vysílač pracující na frekvenci 2,4 GHz, mikroprocesor pro synchronizaci dat, A/D převodník a USB kabel pro připojení k počítači. Vzorkovací frekvence přístroje je 2000 Hz [20].

Pořizovaný záznam je kontinuální a lze ukládat jeho vybrané části [20].



## 5 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem práce je změřit variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG.

Měření je provedeno na deseti lidech. Skupina vyšetřovaných by měla být, co možná nejsourodější. Důraz je třeba klást na přibližně stejný věk a BMI, protože tyto dva aspekty by měření znatelně ovlivnily [17].

Po shrnutí třiceti dvou studií zabývajících se rozložením tlakových sil v oblasti chodidla byl stanoven názor, že pohlaví na měření nemá vliv [17]. Takže se měření této práce nespécifikuje pouze na jedno pohlaví.

Před zahájením samotného vyšetření vyšetřovaná osoba podepíše informovaný souhlas (viz A) a provede se krátký dotazník, kde budou označeny základní informace (viz Tab. 2).

Tab. 2: Dotazník pro vyšetřovaného

<b>Jméno</b>	
<b>Pohlaví</b>	
<b>Datum narození</b>	
<b>Věk</b>	
<b>Výška</b>	
<b>Váha</b>	
<b>BMI</b>	
<b>Onemocnění týkající se pohybového aparátu</b>	
<b>Dominantní dolní končetina</b>	
<b>Četnost sportovní aktivity</b>	a) nesportuji
	b) jednou týdně
	c) dvakrát až třikrát týdně
	d) čtyřikrát a vícekrát týdně
<b>Druh sportu</b>	
<b>Teplota v místnosti v průběhu měření</b>	

Vyšetřovaný je dotázán na jméno, příjmení, datum narození, výšku, váhu, případná onemocnění pohybového aparátu a sportovní aktivity. Dále je vyšetřovaný požádán, aby třikrát libovolně vystoupil a sestoupil na nízký podstavec. Dominantní je ta končetina, kterou použije na výstup na podstavec jako první [33].

Pro každé jednotlivé vyšetření je potřeba zajistit obdobné vnější podmínky. Mělo

by se tedy dbát na to, aby byla v místnosti, kde měření probíhá, přibližně stejná teplota. Měření vždy probíhá při umělém osvětlení. Dále by měl být vyšetřovaný v psychické i fyzické pohodě. Je třeba zajistit, aby vyšetřovaného nerušily zrakové, zvukové, hmatové ani čichové aspekty a poprosit ho o zachování klidu.

Ještě před samotným měřením je vyšetřovanému vysvětlen průběh následujícího vyšetření a jsou zodpovězeny případné otázky.

Vyšetřovaný je požádán, aby se šel převléknout do volnějších kraťasů či sukně a volnějšího trička. Těsné oblečení by bylo nežádoucí, protože by jednak mohlo zkreslovat naměřené hodnoty a nalepování elektrod by tím bylo ztíženo.

Když je vyšetřovaná osoba připravená na měření, přistoupí se k nalepování elektrod. Na každý sval jsou nalepeny dvě jednorázové elektrody (viz Obr. 7) a na ně jsou připevněny moduly EMG (viz Obr. 6). Na obě paty vyšetřovaného jsou připevněny snímače od modulů footswitch, díky kterým lze vidět, zda vyšetřovaná osoba v danou chvíli patu zatěžuje nebo ne. Moduly footswitch jsou přilepeny na spodní část lýtky a jsou propojeny pomocí kabelů se snímači, takže se musí dát pozor, aby se spojení během vyšetřování nepřerušilo.

Dále se přistoupí k samotnému vyšetření. Vyšetřovaný si stoupne před dynamický chodník a počká na pokyny. Vždy před začátkem měření si po požádání stoupne na chodník, a pak provádí stoj a jeho modifikace dle pokynů (viz B). Během vyšetření se dívá na tečku, která je zhruba ve výšce jeho očí a je vzdálena 1,2 m. Po dokončení daného měření si zase stoupne na podlahu, aby se chodník mohl zkalibrovat pro další měření.

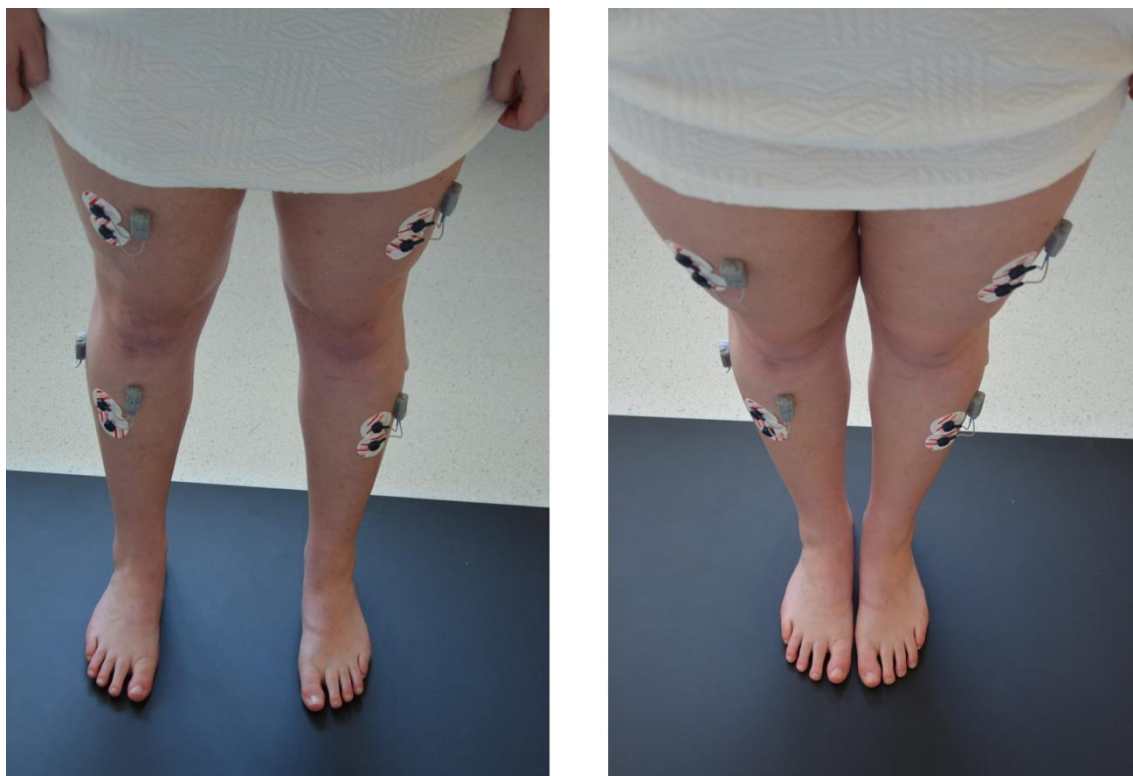
## **5.1 Vyšetření stoje v modifikacích**

Nejprve je provedena tzv. Rombergova zkouška, která se skládá ze tří částí. Romberg I (viz Obr. 8, a) je stoj, kdy chodidla jsou od sebe vzdálena zhruba na šířku ramen jedince [11]. K tomuto stoji je přidáno otáčení hlavy doprava a doleva. Zhoršení stability při otáčení hlavy může poukazovat na poruchu vestibulárního aparátu.

Romberg II (Obr. 8, b) je stoj spojný. Romberg III je stoj spojný se zavřenými očima. Pokud se stabilita stoje zhorší při stoji Romberg III, jedná se o pozitivní Rombergův test. Negativní Rombergův test je tehdy, pokud nedochází k výraznému zhoršení mezi stojem II a III [11]. V tomto případě se také může jednat o poruchu vestibulárního aparátu, kdy vyšetřovaný padá směrem na slabší labyrint [23].

Dále je provedeno vyšetření na jedné noze. Vyšetřovaný bude stát na jedné

končetině a druhá bude přikrčena v koleni a bude otáčet hlavou doprava a doleva. Potom se vyzkouší, zda bude mít na tento pokus vliv zavření očí [11][12]. Při výrazném zhoršení stability stoje na jedné noze oproti stoji na obou nohách se může jednat o oslabení hýžďového svalu, což má pak za následek to, že se pánev naklání k jedné straně [24]. Výrazné zhoršení stability při otáčení hlavy nebo při zavřených očích, opět může souviset s vestibulárním systémem, obecně s onemocněním dolních končetin či zad (za výrazné zhoršení stability se považuje přešlápnutí či pád).

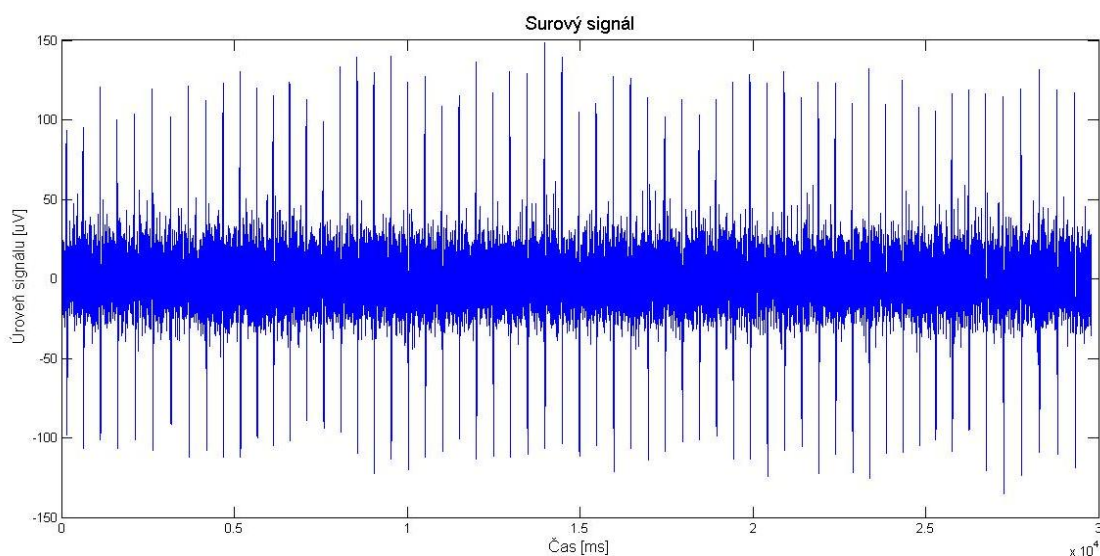


Obr. 8: Ukázka modifikací stoje a) Romberg I, b) Romberg II

## 6 ZPRACOVÁNÍ DAT Z ELEKTROMYOGRAFU

Pro zpracování naměřených dat z elektromyografu bylo vytvořeno více skriptů v programovacím prostředí MATLAB uzpůsobených pro dané měření. Jeden skript je vytvořen pro stoje na obou nohách (měření č. 1 - 4) a pro stoj pouze na jedné noze (měření č. 5 a 6). Odlišný skript je pro střídavý stoj na obou nohách, na pouze levé noze a na pouze pravé noze (měření č. 7), kdy byl signál nastříhán tak, aby se hodnotila pouze data získaná při stoji v daných pozicích. Nejsou hodnoceny prodlevy mezi uskutečněním jednotlivých stojů ( na obou nohách, na jedné noze).

Na Obr. 9 je ukázka grafu surového signálu získaného ze svalu *m. erector spinae* - pravá strana těla, při měření subjektu č. 1, měření č. 1. V následujících ukázkách zpracování a analýzy signálu je pracováno s tímto signálem.

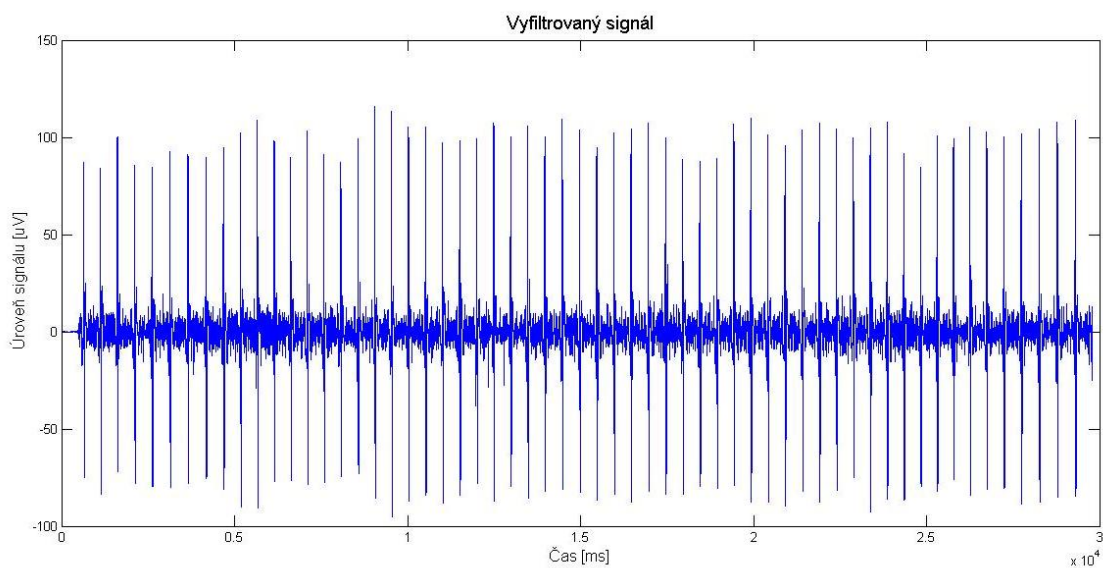


Obr. 9: Graf surového signálu ze svalu *m. erector spinae*

V rámci zpracování signálu je provedena filtrace, která se využívá k potlačení šumu či nežádoucích frekvencí. Speciálním typem jsou pásmové filtry, které můžeme rozdělit podle tvaru kmitočtových charakteristik. Zde jsou použity filtry typu dolní propust a horní propust. Ideálně by měl být amplitudový přenos v propustných pásmech roven jedné a mimo tato pásma roven nule [28].

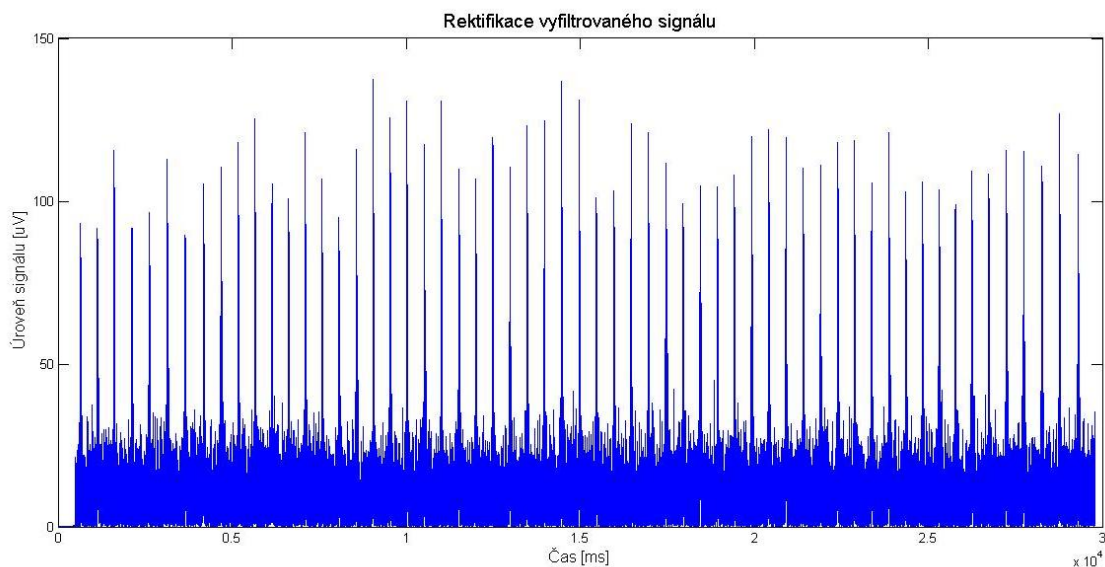
Surový signál je vyfiltrován pomocí horní propusti, kde je mezní frekvence zvolena na 10 Hz [37]. Dále je filtrován pomocí dolní propusti, kde je mezní frekvence 100 Hz. Mezní frekvence dolní propusti je zvolena nízká, protože horní hranice frekvenční

zájmové oblasti se pohybuje do 60 Hz, což bylo zjištěno při vykreslení výkonového spektra ze surového signálu (viz Obr. 13). Vyfiltrovaný signál je vyobrazen na Obr. 10.



Obr. 10: Graf vyfiltrovaného signálu

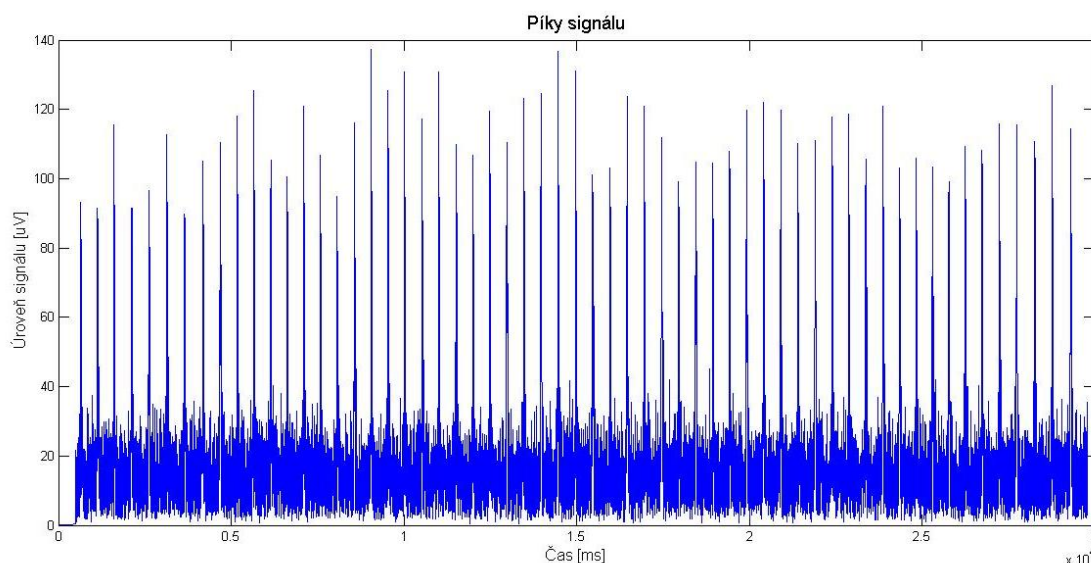
Z vyfiltrovaného signálu je vytvořen rektifikovaný signál (viz Obr. 11). Všechny prvky osy  $y$ , odpovídající prvkům z osy  $x$ , jsou převedeny do absolutní hodnoty.



Obr. 11: Rektifikovaný signál

## 6.1 Analýza v časové oblasti

V další části jsou v rektifikovaném signálu nalezeny píky pomocí příkazu *findpeaks*, který nachází lokální maxima v zadané oblasti (viz Obr. 12, a). Ze získaných píků je vypočítána jejich průměrná hodnota (příkaz *mean*), medián (příkaz *median*) a maximální hodnota píků (příkaz *max*). Příklad získaných hodnot je vyobrazen v Tab. 3 pro *m. erector* na pravé končetině.



Obr. 12 Píky signálu

Při srovnání rektifikovaného signálu na Obr. 11 a vykreslení píků signálu na Obr. 12 se pouze při pohledu může zdát, že se jedná o tentýž graf, ale pokud je srovnán počet vzorků v rektifikovaném signálu a počet píků, tak je jasně menší počet píků než počet prvků v rektifikovaném signálu.

Tab. 3: Výsledky v časové oblasti

	<b><i>m. erector</i> - pravá končetina</b>
Průměr píků [μV]	9,682
Medián píků [μV]	5,825
Max. hodnota píků [μV]	109,424

## 6.2 Analýza ve frekvenční oblasti

Pro analýzu ve frekvenční oblasti je signál převeden z časové oblasti pomocí Fourierovy transformace, která je realizována pomocí příkazu *fft*. Obecně se Fourierova transformace vypočítá dle rovnice (6.1) [28].

$$F(\omega) = F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t}, \quad (6.1)$$

kde  $f(t)$  je signál proměnný v čase,  $t$  je čas a  $\omega$  je kmitočet.

Fourierova transformace odstraní závislost na čase, spektra popisují frekvenční charakter. Takto je tedy získáno spektrum signálu, ve kterém je možné zhodnotit jaké frekvenční složky jsou v signálu zastoupeny. Následně je nalezeno charakteristické spektrum, konkrétně amplitudové spektrum, protože pro průměrování jednotlivých realizací lze účinně průměrovat absolutní hodnoty, tedy amplitudová spektra [28]. Pro získání amplitudového spektra je získané spektrum převedeno do absolutní hodnoty pomocí příkazu *abs*.

Odhad výkonového spektra lze získat buďto umocněním amplitudového spektra na druhou, metodou periodogramu nebo korelogramu, pomocí banky filtrů nebo metodou minimálního rozptylu [28]. Ve zpracování je vybrán první způsob, tedy umocnění amplitudového spektra na druhou, kvůli jednoduchosti zpracování. Výkonové spektrum informuje o energetických poměrech ve spektru. Je to souborová střední hodnota individuálních výkonových spekter jednotlivých realizací signálu. Obecně je zisk výkonového spektra popsán v rovnici (6.2) [28].

$$S_{ff}(\omega) = E_w \left\{ \frac{1}{N} |F_w(\omega)|^2 \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{N} |F_{w_i}(\omega)|^2 \quad (6.2)$$

kde  $S_{ff}(\omega)$  je výkonové spektrum,  $E_w$  je souborová střední hodnota,  $N$  je počet realizací a  $F_w(\omega)$  je spektrum jedné realizace.

Pravá strana zde vyjadřuje odhad průměrem z konečného počtu realizací [28].

Pro výkonové spektrum je udělána obálka [25], která funguje následovně. Zjistí délku výkonového spektra a dle toho zvolí faktor pro podvzorkování. Výkonové spektrum je umocněno na druhou, je podvzorkováno a následně provedena dolní propust.

Pomocí obálky je nalezen průměr a medián výkonového spektra. Průměr je realizován příkazem *mean* a jedná se o klasický aritmetický průměr sledovaných hodnot, který se vypočítá dle rovnice (6.3) [29].

$$x_{prum} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (6.3)$$

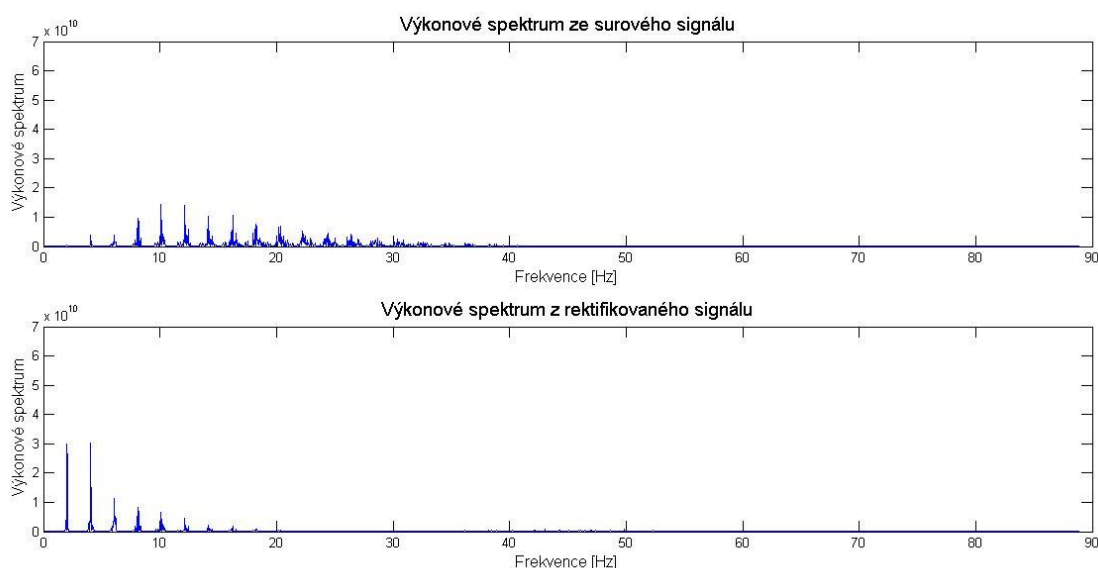
kde  $x_{prum}$  je výsledná průměrná hodnota,  $n$  je počet hodnot.

Medián je vypočten tak, že jsou všechny sledované hodnoty seřazeny od nejmenší po největší a je vybrána hodnota, která je uprostřed. V případě lichého počtu hodnot se udělá průměr dvou prostředních hodnot [30]. V této realizaci analýzy frekvenční oblasti jsou všechna lichá výkonová spektra zkrácena o poslední prvek, aby byla všechna spektra sudá. Výpočet je realizován pomocí příkazu *median*.

Medián výkonového spektra je oproti průměru méně senzitivní k šumu a aliasingu, a ve většině případech je citlivější na biochemické a fyziologické procesy, které se odehrávají během svalových kontrakcí [31].

U obou těchto hodnot je zkoumán jejich posun doleva v rámci osy  $x$ , tedy k nižším frekvencím, což by představovalo svalovou únavu [31].

Na Obr. 13 jsou vyobrazena výkonová spektra vytvořená nejdříve ze surového signálu (Obr. 13, a) a pak z vyfiltrovaného signálu, který je i rektifikován (Obr. 13, b). Pro analýzu ve frekvenční oblasti je zvolen rektifikovaný signál, protože výkonové spektrum z rektifikovaného signálu je pro medicínské účely vhodnější [38].



Obr. 13: Výkonové spektrum a) ze surového signálu, b) z rektifikovaného signálu



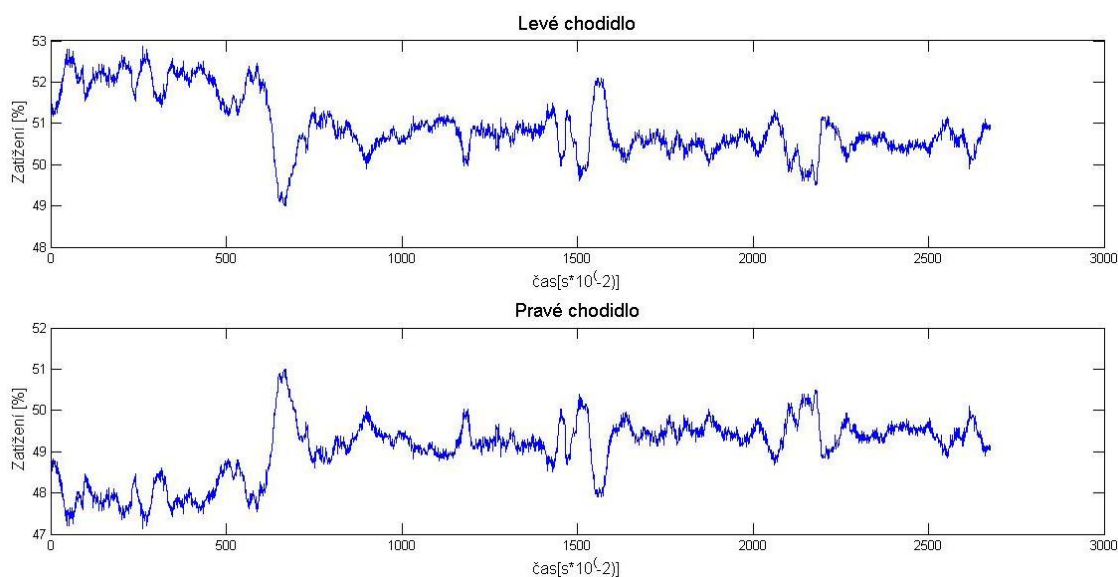
## 7 ZPRACOVÁNÍ DAT Z DYNAMICKÉHO CHODNÍKU

Pro zpracování naměřených dat z dynamického chodníku bylo vytvořeno několik skriptů v programovacím prostředí MATLAB uzpůsobených pro dané měření. Jeden ze skriptů je skript, který byl vytvořen pro měření, která obsahovala stoj na obou dvou nohách (7.1). Další skript byl vytvořen pro měření, kdy subjekt stál pouze na jedné noze (7.2). Třetí typ skriptu byl vytvořen pro měření, které obnášelo stoj střídavě na obou nohách, pouze na pravé noze a pouze na levé noze (7.3).

Data jsou načítána pomocí funkce `xml2struct` [26], která funguje jako konvertor xml dat do MATLABové struktury. Každé měření obsahuje velké množství matic, ze kterých můžeme vyčíst rozložení tlakových sil v oblasti chodidla. Pomocí cyklu `for` jsou načteny jednotlivé matice.

### 7.1 Zpracování dat z měření pro stoj na obou nohách

Stoj na obou nohách obsahovala měření jedna až čtyři (viz B). Ve skriptu vytvořeném pro tato měření je každá matice obsažená v xml souboru, které bylo získáno z dynamického chodníku, rozdělena na levou a pravou polovinu. Tím je dosaženo rozdělení matice pro pravou a levou nohu. Průměrné zatížení podložky po dobu měření je vyobrazeno na Obr. 14, kde se jedná o záznam z měření č.1 a u subjektu č.1.



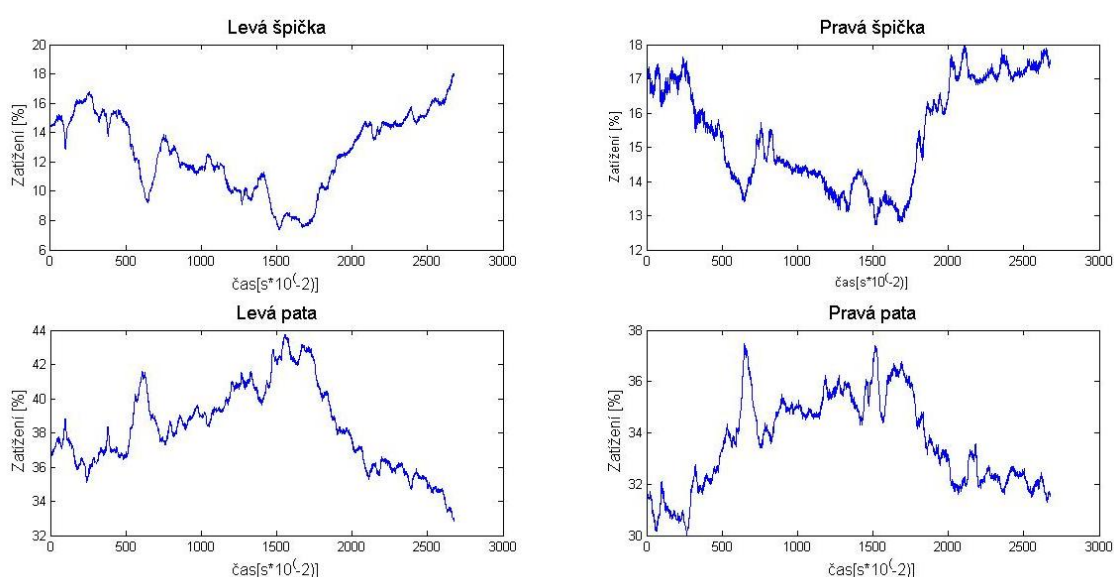
Obr. 14: Průměrné zatížení levého a pravého chodidla po dobu měření

Pro levé a pravé chodidlo je spočítána průměrná hodnota zatížení podložky v rámci celého měření(viz Tab. 4).

Tab. 4: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levé a pravé chodidlo

<b>Průměr levé chodidlo [%]</b>	50,937
<b>Průměr pravé chodidlo [%]</b>	49,063

Dále jsou jednotlivé matice rozděleny na horní a dolní polovinu, čímž je docíleno rozdělení chodidla na špičku a patu. Průměrné zatížení podložky pro levou špičku a patu a pravou špičku a patu je vyobrazeno na Obr. 15.



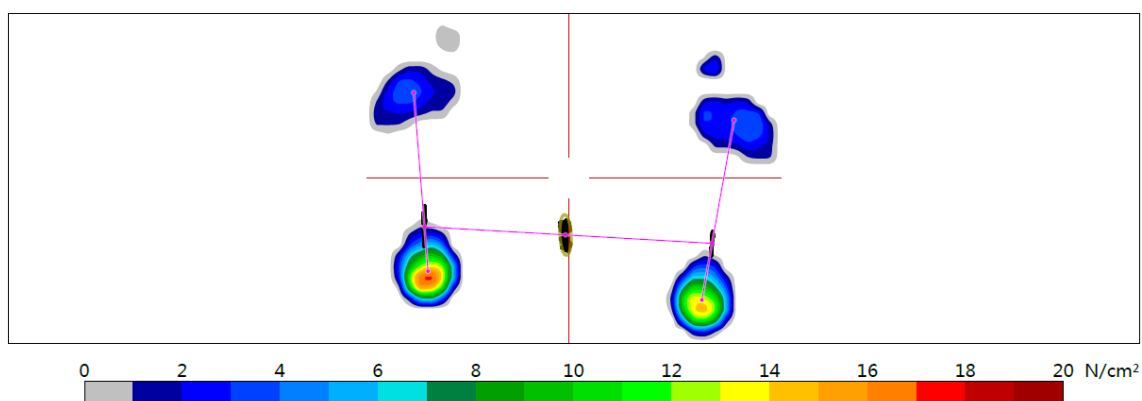
Obr. 15: Průměrné zatížení levé špičky a paty a pravé špičky a paty.

Pro levou a pravou špičku a patu jsou spočítány průměrné hodnoty zatížení podložky v rámci celého měření(viz Tab. 5).

Tab. 5: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou a pravou špičku a patu

<b>Průměr špičky levého chodidla [%]</b>	12,649	<b>Průměr špičky pravého chodidla [%]</b>	15,444
<b>Průměr paty levého chodidla [%]</b>	38,287	<b>Průměr paty pravého chodidla [%]</b>	33,619

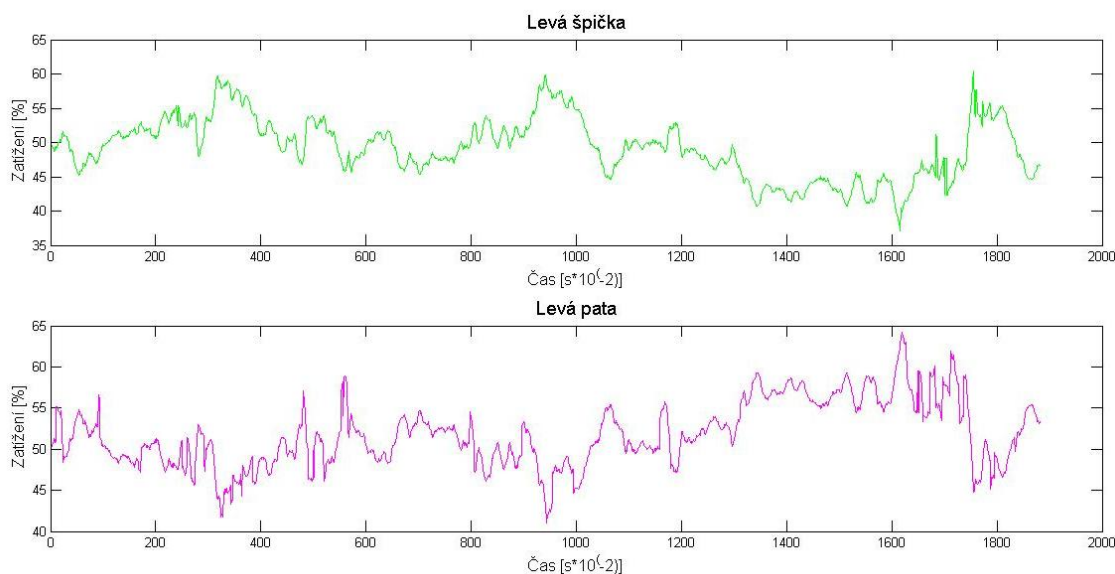
Rozložení tlakových sil lze vidět také na Obr. 16 , kde je barevně vyznačeno zatížení na konkrétních místech chodidel. Modrá barva je pro nejmenší zatížení a červená pro největší.



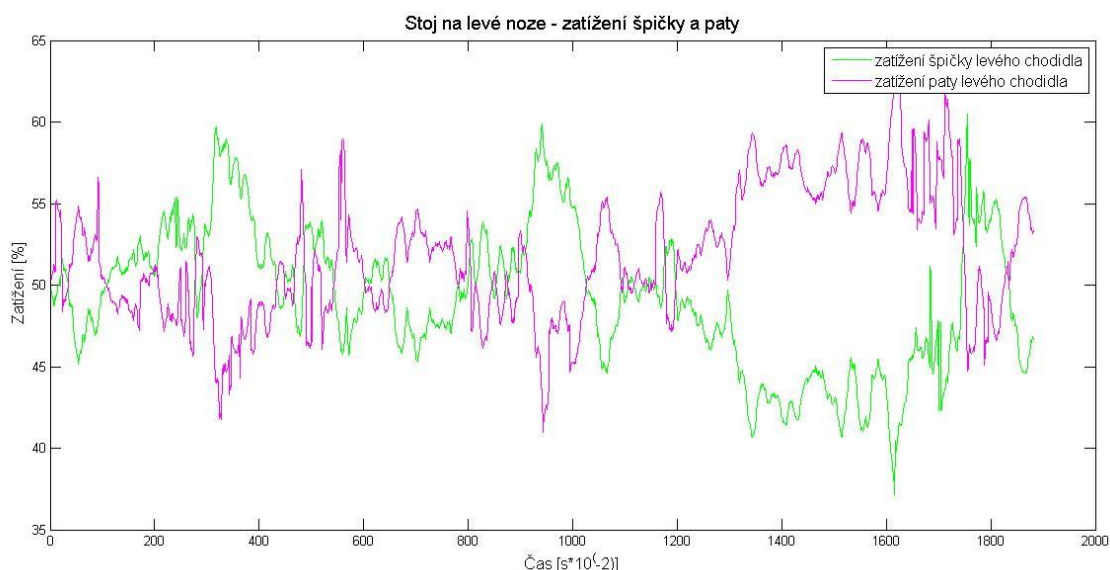
Obr. 16: Rozložení tlakových sil v oblasti chodidla

## 7.2 Zpracování dat z měření pro stoj na jedné noze

Jelikož subjekt při měření č. 5 a 6 stojí jen na jedné noze, každá matice obsahuje informace o zatížení podložky jen jednoho chodidla. Matice jsou tedy rozděleny na horní a dolní polovinu. Průměrné zatížení špičky a paty pro subjekt č. 1, měření č. 5 (stoj pouze na levé noze), je vyobrazen na Obr. 17 a na Obr. 18.



Obr. 17: Stoj na levé noze, průměrné zatížení a) špičky, b) paty



Obr. 18: Stoj na levé noze, průměrné zatížení špičky a paty

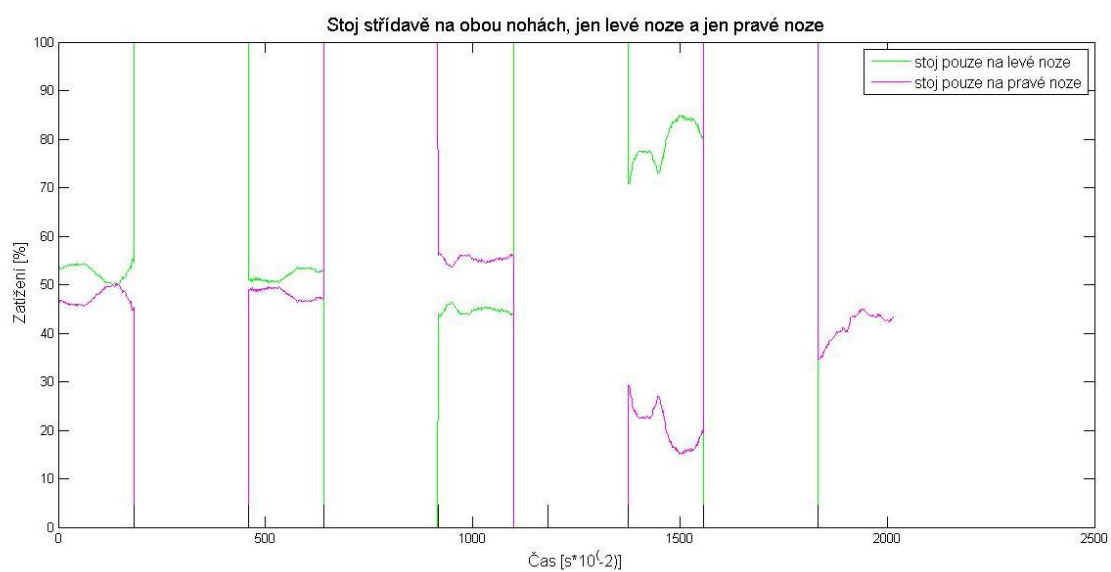
Pro oba typy měření je spočítáno průměrné zatížení podložky za celé měření pro levou špičku a patu a pravou špičku a patu.

Tab. 6: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou špičku a patu

<b>Průměr špičky levého chodidla [%]</b>	49,177
<b>Průměr paty levého chodidla [%]</b>	51,786

### 7.3 Zpracování dat z měření pro střídavý stoj na obou nohách a jedné noze

V rámci měření č. 7 stál subjekt střídavě na obou nohách, jen na levé noze a jen na pravé noze. Pro toto měření byl vytvořen skript, který měření rozdělí na několik částí podle toho, v které části měření se subjekt zrovna nacházel (viz B). Z každé části jsou vybrány prostřední 3 sekundy, aby se subjekt vždy nacházel v dané pozici. Matice je rozdělena na levou a pravou polovinu, tedy na levé a pravé chodidlo. Průměrné zatížení obou chodidel v průběhu měření pro subjekt č. 1, měření č. 8 je vyobrazen na Obr. 19.



Obr. 19: Stoj střídavě na obou nohách, jen levé noze a jen pravé noze

## 8 POROVNÁNÍ DAT

Následující kapitola je věnována porovnávání získaných dat z dynamického chodníku a z elektromyografu. V první podkapitole je porovnána průměrná svalová aktivita vybraných svalů z levé části těla a pravé části těla s průměrným zatížením podložky levým a pravým chodidlem (8.1). V další části je zkoumána průměrná aktivita svalů pro stoj při větším zatížení špičky a paty chodidla (8.2). Dále se práce věnuje dílčímu vyhodnocení dat z elektromyografu a následně z dynamického chodníku. Z elektromyografických dat je porovnáována zjištěná a naměřená dominantní končetina (8.3) a v další podkapitole (8.4) je zkoumáno, zda mělo měření vliv na únavu svalu. Poslední kapitola (8.5) je věnována hodnocení stability.

### 8.1 Porovnání levé a pravé strany

V práci je provedeno porovnání svalové aktivity svalů levé části těla s průměrným zatížením podložky levým chodidlem a stejně tak je porovnána svalová aktivita z pravé části těla s podložkou zatíženou pravým chodidlem. Hodnota svalové aktivity je získána jako průměr (viz Tab. 7) a jako medián (viz Tab. 8) z daného měření. Tyto ukázky tabulek zkoumaných parametrů jsou pro subjekt č.1, pro měření č. 1 až 4 (viz B).

Tab. 7: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla

	<b>Průměr levá strana [%]</b>	<b>Průměr pravá strana [%]</b>
<b>Měření č. 1</b>	14,344	23,137
<b>Měření č. 2</b>	17,454	21,539
<b>Měření č. 3</b>	32,854	5,160
<b>Měření č. 4</b>	31,893	5,103

Tab. 8: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla

	<b>Medián levá strana [%]</b>	<b>Medián pravá strana [%]</b>
<b>Měření č. 1</b>	12,232	20,411
<b>Měření č. 2</b>	15,438	18,861
<b>Měření č. 3</b>	9,133	3,722
<b>Měření č. 4</b>	8,860	3,732

Procentuální průměrná a mediánová hodnota svalové aktivity je spočítána jako průměr aktivity svalů levé strany a následně průměr aktivity svalů pravé strany. Tyto

průměry jsou poděleny průměrnou maximální hodnotou svalové aktivity, která je počítána jako průměr maximálních amplitud pro svaly levé části těla (pro průměr aktivit svalů levé části těla) nebo pravé části těla (pro průměr aktivit svalů pravé části těla). A následně jsou tyto podíly vynásobeny 100 a tím převedeny na procentuální hodnoty.

Průměrná procentuální hodnota z podložky je vyobrazena na z měření č. 1 až 4 je vyobrazena v Tab. 9.

Tab. 9: Průměrné zatížení podložky vyjádřené v procentech pro levé a pravé chodidlo

	<b>Průměr levé chodidlo [%]</b>	<b>Průměr pravé chodidlo [%]</b>
<b>Měření č. 1</b>	<b>50,937</b>	<b>49,063</b>
<b>Měření č. 2</b>	<b>50,671</b>	<b>49,329</b>
<b>Měření č. 3</b>	<b>55,317</b>	<b>44,683</b>
<b>Měření č. 4</b>	<b>53,194</b>	<b>47,415</b>

Předmětem zkoumání je, zda je větší průměrné zatížení levého chodidla, pokud je větší svalová aktivita vybraných svalů z levé části těla, nebo ne. Stejně tak pro zatížení pravého chodidla v porovnání se svalovou aktivitou vybraných svalů pravé části těla.

U subjektu č. 1 pro měření 1, 2, 3 a 4 je průměrná svalová aktivita pro tři z těchto měření (2, 3, 4) větší pro svaly levé části těla (19,6-36 %) oproti svalům pravé části těla (5,1-5,3 %) a zrovna tak je to u zatížení podložky. Zatížení podložky pro levé chodidlo (50,937 - 55,317 %) je větší než u pravého chodidla (44,683 - 49,063 %). Pokud subjekt vykazuje větší průměrnou svalovou aktivitu svalů levé části těla než u pravé, mělo by také být větší průměrné zatížení podložky pro levé chodidlo, což se v tomto případě potvrzuje.

Pro měření č.1 (stoj na šířku ramen) je průměrná svalová aktivita větší u svalů pravé části těla (23,1 %) oproti té levé (14,3 %), ale zatížení podložky je pro obě chodidla téměř stejné (levé chodidlo 50,937 %, pravé chodidlo 49,063 %).

Medián svalové aktivity se od průměru svalové aktivity v některých případech liší až o 20 % (měření 3, 4), ale poměrově se průměr svalové aktivity levé a pravé strany od mediánu svalové aktivity levé a pravé strany víceméně neliší. Závěr by byl tedy stejný jako u srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením chodidla podložky.

Předpoklad, že při větší svalové aktivitě dané končetiny bude větší zatížení i podložky pod danou končetinou je ověřován pro všechny subjekty pro měření č. 1 (stoj na šířku ramen) v Tab. 10. V tabulce je barevně vyznačena vždy větší hodnota pro svalovou aktivitu (červená) a pro zatížení podložky (modrá). Toto barevné vyznačení je uplatněno i v následujících tabulkách této podkapitoly (viz Tab. 11, Tab. 12, Tab. 13).

Tab. 10: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	14,344	50,937	23,137	49,063
Subjekt č. 2	16,236	50,937	31,532	49,063
Subjekt č. 3	7,058	49,744	10,805	50,256
Subjekt č. 4	9,724	47,910	15,597	52,090
Subjekt č. 5	4,081	46,034	13,417	53,966
Subjekt č. 6	11,882	50,214	10,016	49,786
Subjekt č. 7	12,253	52,111	9,126	47,889
Subjekt č. 8	9,126	52,826	19,263	47,174
Subjekt č. 9	16,713	52,599	23,173	47,401
Subjekt č. 10	21,895	52,241	15,375	47,759

V Tab. 10 lze vidět, že tento předpoklad je potvrzen u subjektů č. 3, 4, 5, 6, 7 a 10. U subjektů č. 1, 2, 8 a 9 tento předpoklad potvrzen nebyl. Předpoklad je tedy splněn z 60 %.

Tab. 11: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 2

Měření č. 2	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	17,454	50,671	21,539	49,329
Subjekt č. 2	10,798	53,778	22,942	46,222
Subjekt č. 3	17,621	52,160	27,458	47,840
Subjekt č. 4	17,487	48,953	24,767	51,047
Subjekt č. 5	10,383	43,638	11,490	56,362
Subjekt č. 6	12,095	51,625	8,467	48,375
Subjekt č. 7	4,151	50,637	4,065	49,363
Subjekt č. 8	16,736	49,892	16,552	50,108
Subjekt č. 9	19,460	49,732	23,576	50,268
Subjekt č. 10	20,251	51,538	17,923	48,462

Pokud se provede stejné srovnání pro měření č. 2 (stoj na šířku ramen s otáčením hlavy) dojdeme k tomu, že předpoklad je potvrzen u subjektů č. 4, 5, 6, 7, 9 a 10. Není potvrzen u subjektů 1, 2, 3 a 8. Předpoklad je splněn z 60 %.



Tab. 12: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 3

Měření č. 3	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	32,854	55,317	5,160	44,683
Subjekt č. 2	13,332	53,181	33,435	46,829
Subjekt č. 3	9,775	47,774	16,487	52,501
Subjekt č. 4	10,919	47,466	19,717	52,647
Subjekt č. 5	9,811	45,363	11,328	54,753
Subjekt č. 6	11,414	46,767	9,800	55,080
Subjekt č. 7	20,442	48,438	13,928	51,562
Subjekt č. 8	7,390	53,439	8,245	46,562
Subjekt č. 9	18,467	51,462	21,496	48,891
Subjekt č. 10	14,128	50,913	20,726	49,901

Pro měření č. 3 (stoj spojný) je vyobrazena Tab. 12, kde je předpoklad potvrzen u subjektů č. 1, 3, 4, 5. Není potvrzen u subjektů č. 2, 6, 7, 8, 9, 10. Předpoklad je tedy splněn pouze ze 40 %.

Tab. 13: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 4

Měření č. 4	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	31,893	53,194	5,103	47,415
Subjekt č. 2	9,447	51,374	25,017	49,089
Subjekt č. 3	13,745	47,915	18,692	52,154
Subjekt č. 4	15,957	45,251	17,261	54,749
Subjekt č. 5	8,911	46,502	13,119	53,498
Subjekt č. 6	11,304	48,387	7,684	52,194
Subjekt č. 7	18,056	50,516	16,407	49,484
Subjekt č. 8	13,962	51,669	13,776	48,331
Subjekt č. 9	18,967	45,556	22,077	54,875
Subjekt č. 10	13,394	47,685	15,375	52,315

Měření č. 4 (stoj spojný se zavřenýma očima) je vyobrazeno na Tab. 13. Zde je předpoklad splněn u subjektu č. 1, 3, 4, 5, 7, 8, 9 a 10. Není potvrzen u subjektů č. 2 a 6. Předpoklad je tedy potvrzen z 80 %.

Pro čtyři různé postoje vyšel, co se týče úspěšnosti předpokladu, nejlépe stoj u měření č. 4, tedy stoj spojný se zavřenýma očima. Je to pravděpodobně proto, že u tohoto stoje jsou nejvíce nárokovány požadavky na stabilitu. Tím pádem svalová aktivita vybraných svalů musí být pro udržení stability větší, a tak se více projeví zmíněný předpoklad.

## **8.2 Porovnání svalové aktivity v souvislosti se zatížením špičky a paty chodidla**

*M. tibialis anterior* a *m. triceps surae* jsou svaly, které oba zajišťují stoj na špičkách i na patách (viz 1.4). Předmětem zkoumání této podkapitoly je, který ze svalů má větší průměrnou svalovou aktivitu při větším průměrném zatížení podložky špičkou chodidla a nebo patou chodidla.

Svalové aktivity z jednotlivých svalů jsou převedeny na procenta dělením maximální hodnotou amplitudy daného svalu pro dané měření a vynásobeny 100.

V Tab. 14 jsou srovnány průměrné svalové aktivity zmíněných svalů z levé končetiny s průměrným zatížením podložky nejprve u špičky levého chodidla a pak u paty levého chodidla u měření č. 1 (stoj na šířku ramen). Šedou barvou je u každého subjektu pro zmíněné svaly vyznačena hodnota větší svalové aktivity. Fialovou barvou je vždy zvýrazněna ta z hodnot zatížení podložky špičkou a patou, která je pro daný subjekt větší.

Tab. 14: Srovnání průměrné svalové aktivity *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior* z levé končetiny s průměrným zatížením podložky levou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Levá strana těla	Průměrná svalová aktivita [%]	Průměrné zatížení podložky špičkou chodidla [%]	Průměrné zatížení podložky patou chodidla [%]
Subjekt č. 1	<i>M. tibialis anterior</i>	26,851	12,649	38,287
	<i>M. triceps surae</i>	26,030		
Subjekt č. 2	<i>M. tibialis anterior</i>	19,147	12,649	38,287
	<i>M. triceps surae</i>	23,698		
Subjekt č. 3	<i>M. tibialis anterior</i>	7,264	14,140	35,650
	<i>M. triceps surae</i>	10,827		
Subjekt č. 4	<i>M. tibialis anterior</i>	11,104	23,397	25,689
	<i>M. triceps surae</i>	20,697		
Subjekt č. 5	<i>M. tibialis anterior</i>	17,166	20,980	25,055
	<i>M. triceps surae</i>	21,585		
Subjekt č. 6	<i>M. tibialis anterior</i>	9,761	9,690	40,967
	<i>M. triceps surae</i>	10,293		
Subjekt č. 7	<i>M. tibialis anterior</i>	5,051	20,686	31,599
	<i>M. triceps surae</i>	16,756		
Subjekt č. 8	<i>M. tibialis anterior</i>	34,576	23,069	30,124
	<i>M. triceps surae</i>	20,22		
Subjekt č. 9	<i>M. tibialis anterior</i>	19,864	27,775	25,066
	<i>M. triceps surae</i>	19,058		
Subjekt č. 10	<i>M. tibialis anterior</i>	15,917	19,143	33,098
	<i>M. triceps surae</i>	10,53		

V tabulce Tab. 14 lze vidět, že pro subjekty č. 2, 3, 4, 5, 6 a 7 má větší svalovou aktivitu *m. triceps surae* při větším zatížení podložky patou chodidla. Lze tedy říci, že 70 % zkoumaných subjektů má větší zatížení na špičce než na patě a *m. triceps surae* vykazuje větší svalovou aktivitu. Subjekty č. 1 a 10 mají též větší zatížení podložky patou chodidla, ale mají větší svalovou aktivitu u *m. tibialis anterior*. Jediný subjekt č. 9 má větší zatížení podložky na špičce chodidla a v tomto případě je větší svalová aktivita u *m. tibialis anterior*. Výsledek u subjektu č. 9 ovšem koresponduje s výsledky u subjektů č. 2 - 7, v tom smyslu, že pro zatížení špičky je větší aktivita u opačného svalu, tedy u *m. tibialis anterior*.

Stejné srovnání je provedeno v Tab. 15 pro svalovou aktivitu těchto dvou svalů u pravé končetiny se zatížením na pravé špičce a patě.

Tab. 15: Srovnání průměrné svalové aktivity *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior* z pravé končetiny s průměrným zatížením podložky pravou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Pravá strana těla	Průměrná svalová aktivita [%]	Průměrné zatížení podložky špičkou chodidla [%]	Průměrné zatížení podložky patou chodidla [%]
Subjekt č. 1	<i>M. tibialis anterior</i>	13,452	15,444	33,619
	<i>M. triceps surae</i>	29,376		
Subjekt č. 2	<i>M. tibialis anterior</i>	17,499	15,444	33,619
	<i>M. triceps surae</i>	25,637		
Subjekt č. 3	<i>M. tibialis anterior</i>	5,346	10,278	40,005
	<i>M. triceps surae</i>	43,309		
Subjekt č. 4	<i>M. tibialis anterior</i>	11,228	24,540	28,281
	<i>M. triceps surae</i>	24,714		
Subjekt č. 5	<i>M. tibialis anterior</i>	5,768	17,380	37,110
	<i>M. triceps surae</i>	15,290		
Subjekt č. 6	<i>M. tibialis anterior</i>	12,917	7,303	42,590
	<i>M. triceps surae</i>	7,735		
Subjekt č. 7	<i>M. tibialis anterior</i>	4,741	23,273	25,637
	<i>M. triceps surae</i>	20,807		
Subjekt č. 8	<i>M. tibialis anterior</i>	36,858	23,086	24,250
	<i>M. triceps surae</i>	24,841		
Subjekt č. 9	<i>M. tibialis anterior</i>	15,777	27,468	20,201
	<i>M. triceps surae</i>	17,762		
Subjekt č. 10	<i>M. tibialis anterior</i>	22,294	19,673	28,086
	<i>M. triceps surae</i>	23,684		

V Tab. 15 lze vidět, že 80 % subjektů stojí více na patě než na špičce. Z toho u 70 % vykazuje větší svalovou aktivitu *m. triceps surae*. Zbylých 10 % má větší svalovou aktivitu u *m. tibialis anterior*. Větší zatížení na špičce má 20 % subjektů, a z toho 10 % má větší svalovou aktivitu na *m. tibialis anterior* a druhých 10 % na *m. triceps surae*.

Z měření tedy vyplývá, že v 80 % platí, že pokud stojí subjekt více na patách, větší svalovou aktivitu vykazuje *m. triceps surae*. A pokud stojí více na špičkách, tak má větší svalovou aktivitu *m. tibialis anterior*.

### 8.3 Porovnání dominantní a nedominantní končetiny

Porovnání dominantní a nedominantní končetiny je provedeno na měřeních č. 6 a 7, kdy jedinec stojí nejprve na levé noze (měření č. 6) a po té na pravé noze (měření č. 7) pro průměrnou (viz Tab. 16) a mediánovou (viz Tab. 17) svalovou aktivitu. V následujících dvou tabulkách jsou uvedeny výsledky pro měření č. 6 a 7 pro subjekt č. 1.

Tab. 16: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 6 a 7 pro subjekt č. 1

	<b>Průměr levá strana [%]</b>	<b>Průměr pravá strana [%]</b>
<b>Měření č. 6</b>	19,640	3,487
<b>Měření č. 7</b>	6,624	29,821

Tab. 17: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 6 a 7 pro subjekt č. 1

	<b>Medián levá strana [%]</b>	<b>Medián pravá strana [%]</b>
<b>Měření č. 6</b>	12,194	2,723
<b>Měření č. 7</b>	5,339	22,695

Co se týče měření č. 6 a 7, lze u nich vidět, že průměrná svalová aktivita je logicky vždy větší u nohy, na které jedinec stál a menší u nohy, kterou měl pokrčenou a nedotýkal se s ní podložky. Pokud se srovná průměrná svalová aktivita u vybraných svalů levé části těla při stojí na levé noze (19,6 %) a průměrná svalová aktivita u vybraných svalů pravé části těla při stojí na pravé noze (29,8 %), je zjištěno, že průměrná svalová aktivita je větší u pravé nohy. Jedním z hlavních ukazatelů svalové únavy je nárůst amplitudy EMG 43[31]. Svaly nedominantní končetiny jsou téměř vždy slabší [32] a tedy se i dříve unaví a jejich svalová aktivita je větší. Předpokladem tedy je, že dominantní končetina vynakládá menší svalovou aktivitu než nedominantní končetina. Pokud má tedy subjekt menší svalovou aktivitu u svalů levé části nohy, měla by být levá noha jeho dominantní končetinou. Subjekt č. 1 má zjištěnou dominantní levou končetinu, takže v tomto případě se předpoklad potvrzuje.

Srovnání pro všechny subjekty pro měření č. 1 je vyobrazeno v Tab. 18, kde je průměrná i mediánová svalová aktivita levé strany těla při stojí na levé noze porovnávána s průměrnou i mediánovou aktivitou pravé strany těla při stojí na pravé noze. U každého subjektu je barevně vyznačena menší průměrná a mediánová hodnota svalové aktivity. Dále jsou zde vypsány dominantní končetiny pro každý subjekt, které

byly zjištěny ještě před měřením (viz kapitola 5). V posledním sloupci tabulky jsou uvedeny dominantní končetiny, které byly zjištěny pomocí měření, podle již dříve zmiňovaného předpokladu, že dominantní dolní končetina vykazuje menší svalovou aktivitu.

Tab. 18: Porovnání průměrné a mediánové svalové aktivity u měření č. 6 a 7 pro zjištění dominantní končetiny

<b>Měření č. 1</b>	<b>Průměrná svalová aktivita levé strany těla při stoji na levé noze [%]</b>	<b>Mediánová svalová aktivita levé strany těla při stoji na levé noze [%]</b>	<b>Průměrná svalová aktivita pravé strany těla při stoji na pravé noze [%]</b>	<b>Mediánová svalová aktivita pravé strany těla při stoji na pravé noze [%]</b>	<b>Zjištěná dominantní končetina</b>	<b>Naměřená dominantní končetina</b>
<b>Subjekt č. 1</b>	19,640	12,194	29,821	22,695	levá	levá
<b>Subjekt č. 2</b>	23,430	16,693	36,924	30,425	levá	levá
<b>Subjekt č. 3</b>	31,346	23,782	27,045	17,366	pravá	pravá
<b>Subjekt č. 4</b>	20,208	12,309	23,591	14,791	pravá	levá
<b>Subjekt č. 5</b>	23,341	15,414	19,381	8,724	pravá	pravá
<b>Subjekt č. 6</b>	17,987	11,625	12,557	10,155	pravá	pravá
<b>Subjekt č. 7</b>	19,454	12,505	22,902	14,517	levá	levá
<b>Subjekt č. 8</b>	21,414	14,080	12,130	6,441	pravá	pravá
<b>Subjekt č. 9</b>	27,966	19,397	23,281	15,712	pravá	pravá
<b>Subjekt č. 10</b>	20,463	13,233	19,075	11,546	pravá	pravá

Předpoklad pro dominantní končetinu je splněn z 90 %. Není splněn pouze u subjektu č. 4, kde se průměrné hodnoty svalové aktivity vybraných svalů levé a pravé části těla liší o 3,383 % a mediánové hodnoty o 2,482 %.

Znalost dominantní končetiny je důležitá z hlediska sportu, protože dominantní končetina má kvalitnější motorické dráhy, proto všechny nové cviky, kde nepracují obě končetiny současně, je vhodné nacvičovat na dominantní končetině, protože se takto vytvářejí rychlejší a kvalitnější paměťové stopy. To, jak rychle se paměťová stopa vytvoří, má výrazný vliv na techniku cviku [33].

## 8.4 Svalová únava

Protokol měření je navrhnut tak, že je první část měření pro subjekt nejjednodušší a postupně úkony nabývají na obtížnosti. Subjekt by měl mít úkon od úkonu větší problém udržet stabilitu a měl by také vynakládat větší úsilí pro udržení stability. Předpokladem tedy je, že ke konci měření by se měla objevit svalová únava, kterou je možné pozorovat ve výkonovém spektru, kdy se snižuje hodnota průměru a mediánu počítaných z osy  $x$  (viz 0). Tento jev je pozorován na *m. triceps surae*, protože vykazuje stálou zátěž, jakožto významný posturální sval (viz 1.4). V Tab. 19 jsou hodnoty průměru a mediánu z výkonového spektra pro subjekt č. 1 pro všechna měření. Zkratky L a P představují levou a pravou končetinu.

Tab. 19: Průměr a medián výkonových spekter pro subjekt č. 1, *m. triceps surae*,  
pro všechna měření

<i>m. triceps surae</i>		Měření č. 1		Měření č. 2		Měření č. 3	
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]
Subjekt č. 1	L	5,436	17,785	22,816	18,658	1,077	19,461
	P	5,067	17,987	22,517	17,450	1,097	16,768
Subjekt č. 1		Měření č. 4		Měření č. 5		Měření č. 6	
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]
	L	1,104	18,698	1,818	29,986	1,584	28,168
	P	1,137	19,532	1,531	31,089	1,634	31,089
Subjekt č. 1		Měření č. 7					
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]				
	L	5,332	21,161				
	P	5,666	94,593				

V tabulce (viz Tab. 19) lze vidět, že předpoklad o snižování hodnot průměru a mediánu ve výkonovém spektru s rostoucí únavou není potvrzen. Pro ostatní subjekty je tomu obdobně. Důvodem pravděpodobně je, že ani u protokolu koncipovaném tak, aby se zvyšovala zátěž na pacienta během měření, nebyla zátěž dostatečná, protože se ve všech případech jedná pouze o stoj a jeho modifikace. Navíc žádné měření netrvá déle jak 45 s, takže vynaložená svalová aktivita je oproti svalové aktivitě při chůzi nebo běhu, kdy by tento předpoklad pravděpodobně potvrzen byl, minimální.

## 8.5 Stabilita

Stabilita je ověřována pomocí dat z dynamického chodníku. Jak již bylo zmíněno, protokol měření je koncipován tak, že jednotlivé úkony postupně nabývají na obtížnosti a stabilita subjektu by se postupně měla snižovat. Vybraným parametrem pro posouzení stability je průměrná rychlost změn COP (viz 2.5), jejíž hodnota se se snižující stabilitou zvyšuje. Jednotlivé hodnoty průměrné rychlosti změn COP (dále jen  $v_{COP}$ ) jsou vyobrazeny v Tab. 20 pro všechny subjekty a všechna měření.

Tab. 20: Průměrná rychlost změn COP pro všechny subjekty a všechna měření

$v_{COP}$ [mm/sec]	Měření č. 1	Měření č. 2	Měření č. 3	Měření č. 4	Měření č. 5	Měření č. 6	Měření č. 7
Subjekt č. 1	5	6	10	19	39	37	76
Subjekt č. 2	16	11	16	23	44	101	88
Subjekt č. 3	13	6	21	16	32	32	68
Subjekt č. 4	11	13	18	20	48	45	96
Subjekt č. 5	6	7	11	13	22	29	54
Subjekt č. 6	12	28	21	20	97	54	85
Subjekt č. 7	7	9	7	18	32	28	105
Subjekt č. 8	6	12	11	20	46	53	157
Subjekt č. 9	7	10	7	21	35	37	108
Subjekt č. 10	5	8	6	18	32	24	108

V Tab. 20 lze vidět, že u měření č. 1 je pro subjekty č. 1, 4, 5, 6, 7, 8, 9 a 10 nejnižší hodnota  $v_{COP}$ . Měření č. 1 obnášelo stoj na šířku ramen, což měl být stoj nejméně náročný. Předpoklad je zde splněn tedy z 80 %. U subjektů č. 2 a 3 jsou  $v_{COP}$  větší než u měření č. 2 (stoj na šířku ramen s pootočením hlavy). Na stabilitu těla má vliv mimo jiné i psychický stav subjektu [36]. Je tedy možné, že subjekty č. 2 a 3 si potřebovali zvyknout na okolní vlivy jímž byli během měření vystaveny.

U měření č. 2, kdy se jedná o stoj na šířku ramen, dochází podle očekávání k mírnému zvýšení hodnot  $v_{COP}$  opět u všech subjektů vyjma subjektů č. 2 a 3.

Pokud se srovná měření č. 1 (stoj na šířku ramen) s měřením č. 3 (stoj spojný) lze v tabulce vidět, že u subjektů č. 1, 3, 4, 5, 6, 8, 10 dochází ke zvýšení  $v_{COP}$ . Naopak u subjektů č. 2, 7 a 9 zůstává hodnota stejná.

Při srovnání měření č. 3 (stoj spojný) s měřením č. 4 (stoj spojný se zavřenými očima) mělo by opět dojít ke zvýšení hodnot  $v_{COP}$ . Pokud by došlo k velkému rozdílu hodnot mezi jednotlivými měřeními, jednalo by se o pozitivní Rombergův test (viz 5.1).



U všech jedinců kromě subjektu č. 4, kde se dokonce  $v\_COP$  snížilo o 2 mm/sec, dochází ke zvýšení hodnot  $v\_COP$ . Průměrně se u těchto devíti subjektů zvýšila  $v\_COP$  o 8,1 mm/sec s tím, že nejvíce u subjektu č. 7 o 11 mm/sec. Ani u jednoho subjektu nedošlo přímo ke ztrátě stability a přešlápnutí či spadnutí. U všech jedinců je tedy Rombergův test hodnocen jako negativní.

Pro měření č. 5, kdy subjekt stojí jen na levé noze a pro měření č. 6 (stoj pouze na pravé noze) se hodnota  $v\_COP$  opět oproti měření č. 4 zvýšila. Při porovnání  $v\_COP$  pro levou nohu s  $v\_COP$  pro pravou nohu, lze v tabulce vidět, že je vyšší hodnota  $v\_COP$  u pravé nohy pro subjekt č. 1, 3, 4, 5, 8, 9 a pro zbývající subjekty je vyšší hodnota  $v\_COP$  u levé nohy. Během těchto dvou testů nedošlo k výraznému zhoršení stability ani u jednoho ze subjektů, jsou tedy považovány za negativní.

Hodnoty  $v\_COP$  jsou u měření č. 7 nejvyšší, což splňuje předpoklad, že poslední část měření je nejnáročnější na udržení stability (zavřené oči a střídavě stoj na levé a pravé noze).

Výrazně se stabilita nesnížila ani u jednoho ze subjektů, takže ani jeden z testů není vyhodnocen pozitivně. Průměrný věk skupiny naměřených jedinců je 22 let se směrodatnou odchylkou 1,17. Průměrné BMI je 22,3 se směrodatnou odchylkou 1,62. S přibývajícím věkem a s nadváhou se stabilita těla snižuje [17]. Důvodem toho, že všechny testy vycházejí negativně je pravděpodobně to, že všichni zkoumaní jedinci jsou mladí a jejich váha je v normě.

## 9 ZÁVĚR

Na začátku této bakalářské práce je popsána fyziologie svalů dolní končetiny. Je zde vysvětlena struktura i činnost svalu. Dále jsou popsány svaly na dolní končetině, které jsou důležité pro udržení stability stoje. Mimo svalů na dolních končetinách, je zde také popsán vybraný zádový sval, jenž je také významný posturální sval. Jednotlivé svaly jsou také popsány na obrázku, což pak usnadňuje orientaci při hledání svalů v praktické části práce.

V další kapitole se práce zabývá posturou, která je součástí stoje. Jsou zde rozebrány jednotlivé posturální funkce. Je zde vysvětlen i význam nožní klenby. Dále pak je zde výčet biomechanických pojmů, které se týkají vyšetření stability stoje.

V dalších dvou kapitolách jsou vysvětleny principy použitých přístrojů, a to elektromyografu a dynamického chodníku.

Praktická část představuje jednotlivé kroky od přípravy až po měření. To proběhlo na pěti ženách a pěti mužích ve věku od 21 do 24 let. V přílohách je protokol měření, a také ukázka informovaného souhlasu.

Dále je vysvětleno, jak byla data z elektromyografu a z dynamického chodníku zpracována. Poslední kapitola práce je věnována prezentaci a vyhodnocení výsledků.

Při porovnání průměrné svalové aktivity z vybraných svalů, nejprve levé části těla a pak pravé části se zatížením podložky levého chodidla a pak pravého chodidla, bylo zjištěno ze 40 - 80 %, že pokud subjekt stojí více na jedné končetině, čili zatížení podložky je pro jedno chodidlo větší, tak že vybrané svaly dané končetiny vykazují větší svalovou aktivitu oproti svalům druhé končetiny.

Dále práce zkoumá který ze svalů *m. tibialis anterior* a *m. triceps surae* vykazuje větší svalovou aktivitu buď při stoji, kde je větší zatížení podložky pod špičkou chodidla a nebo pod patou. Z výsledků vyplývá, že z 80 % je pro větší zatížení podložky patou chodidla větší svalová aktivita u *m. triceps surae* a menší u *m. tibialis anterior*, a že pro větší zatížení podložky špičkou chodidla je větší svalová aktivita u *m. tibialis anterior* a menší u *m. triceps surae*.

Následně se porovnává, zda končetina, která byla zjištěna ještě před samotným měřením se shoduje s dominantní končetinou, která vyplynula z naměřených dat. V 90 % se zjištěná dominantní končetina s naměřenou dominantní končetinou shoduje.

V další části je zjišťováno, zda průběh měření měl nějaký vliv na svalovou únavu. Ze získaných výsledků vyplývá, že měření na svalovou únavu vliv nemělo.

V poslední části je zkoumána stabilita pomocí parametru průměrné rychlosti změn COP. Dle hodnot tohoto parametru bylo zjištěno, že s narůstajícím požadavkem na stabilitu v důsledku náročnosti jednotlivých měření obsažených v protokolu měření, se stabilita postupně zhoršuje. U žádného se subjektů se však nezhoršila natolik, aby byl některý ze zmíněných testů považován za pozitivní.

# LITERATURA

- [1] BARTUŇKOVÁ, Staša. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 285 s. ISBN 80-246-1171-6.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie: učebnice pro lékařské fakulty*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1987, 565 s..
- [4] HAVLÍČKOVÁ, Ladislava. *Fyziologie tělesné zátěže*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2003, 203 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-7184-875-1..
- [5] Princip svalové kontrakce. [www.nabla.cz](http://www.nabla.cz). [online]. 2010 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/svalova-kontrakce-stah-svalu.php>
- [6] ABDUL RAZAK, Abdul Hadi, et al. Foot plantar pressure measurement system a review. *Sensors*, 2012, 12.7: 9884-9912.
- [7] *Učebnice obecné neurologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003, 197 s. ISBN 80-210-3309-6.
- [8] KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.
- [9] Měření tlaků na plosku chodidla & Biometrická analýza kroku. <http://www.fsps.muni.cz/>. [online]. 2013 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: [http://www.fsps.muni.cz/inovace-RVS/kurzy/kineziologie/postura\\_stoj.html](http://www.fsps.muni.cz/inovace-RVS/kurzy/kineziologie/postura_stoj.html)
- [10] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, xvi, 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [11] Kolář, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*, IBSN:978-80-7262-657-1
- [12] MACHÁČOVÁ, Kateřina a Jana VYSKOTOVÁ. *Rehabilitační propedeutika* 2. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2013. ISBN 978-80-7464-427-6.
- [13] VIGUÉ, Jordi (ed.). *Atlas lidského těla v obrazech: anatomie, histologie, patologie*. 1. vyd. Čestlice: Rebo, 2008, 560 s. ISBN 978-80-7234-896-1.

- [14] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [15] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [16] PETROVICKÝ, Pavel. *Systematická, topografická a klinická anatomie: centrální nervový systém*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1995, 248 s. ISBN 80-7184-108-0.
- [17] RUHE, A., R. FEJER a W. F. WALKER. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *GAIT & POSTURE*. 2010, 2010(1): 36.
- [18] The zebris Measuring Systems are Opening up the World of Biomechanics. *www.zebris.de: Product information FDM*. [online]. 2008 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: <http://www.zebris.de/english/medizin/medizin-anwendungen-uebersicht.php?navanchor=1010044>
- [19] FRANTIŠEK VÉLE. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 9788072548378.
- [20] KONRAD P. *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography*, 2005, 1.
- [21] Stance and Stability. <http://www.cq.com.pl/>. [online]. 19.3.2002 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: [http://www.cq.com.pl/publikacje/cqstabosc\\_art4.pdf](http://www.cq.com.pl/publikacje/cqstabosc_art4.pdf)
- [22] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [23] Základní neurologické vyšetření. *www.fbmi.cvut.cz*. [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: <https://predmety.fbmi.cvut.cz/cs/17bff1vp>
- [24] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 7., aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2007, xv, 1069 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-130-1
- [25] Signal envelope. *MathWorks*. [online]. 8.6.2013 [cit. 2016-04-30]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/42507-signal-envelope/content/env.m>
- [26] Wouter Falkena. xml2struct. *MathWorks*. [online]. 20.8.2010 [cit. 2016-05-01]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28518-xml2struct/content/xml2struct.m>

- [27] Muscle anatomy. *droualb faculty*. [online]. [cit. 2016-05-01]. Dostupné z: [https://droualb.faculty.mjc.edu/Course %20Materials/Elementary %20Anatomy %20and %20Physiology %2050/Lecture %20outlines/muscle\\_anatomy.htm](https://droualb.faculty.mjc.edu/Course %20Materials/Elementary %20Anatomy %20and %20Physiology %2050/Lecture %20outlines/muscle_anatomy.htm)
- [28] JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [29] Průměr. Matematika.cz. [online]. [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.matematika.cz/prumer>
- [30] Meidán. Matematika.cz. [online]. [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.matematika.cz/median>
- [31] Carlo I. De Luca. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *JOURNAL OF APPLIED BIOMECHANICS*. [online]. 1997 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://delsys.com/decomp/078.pdf>
- [32] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, c2009. ISBN 0470398183.
- [33] Josef Švajgl. Motorická laterálita. *bodybuilding.cz*. [online]. 9.6.2000 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: [http://svajgl.sweb.cz/svajgl/motoricka\\_laterarita.html](http://svajgl.sweb.cz/svajgl/motoricka_laterarita.html)
- [34] Susan L Anacker, Richard P Di Fabio. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. *APTA: Physical Therapy*. [online]. [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/72/8/575>
- [35] Mgr. Lenka Černá. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE. *Vztah vybraných somatických a motorických ukazatelů k posturální stabilitě u dětí mladšího školního věku*. [online]. 2010 [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: [http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-544-version1-cerna\\_l.pdf](http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-544-version1-cerna_l.pdf)
- [36] Mgr. Kateřina Feitová. Ovlivnění vybraných parametrů posturální stability prostřednictvím pohybového programu powerjóga u studentů Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze. *UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE*. [online]. 2014 [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-541-version1-feitova.pdf>
- [37] CHMELAR, Milan. Lékařská přístrojová technika I. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 808586763X

- [38] Francesco Negro, Kevin Keenan, and Dario Farina, IEEE Senior Member. Power spectrum of the rectified EMG: influence of motor unit action potential shapes. *ieeexplore*. [online]. 24.5.2016 [cit. 2016-05-24]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6944053>

# SEZNAM PŘÍLOH

<b>A</b>	<b>Informovaný souhlas</b>	<b>46</b>
<b>B</b>	<b>Protokol měření</b>	<b>47</b>
<b>C</b>	<b>Obsah přiloženého CD</b>	<b>48</b>



# A INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vysoké učení technické v Brně (VUT) – Ústav biomedicínského inženýrství (UBMI)

## Informovaný souhlas s účastí na studii

**Název výzkumného projektu:** Měření variability rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG

**Období realizace:** prosinec 2015

**Řešitelé projektu:** Nikola Semeráková, vedoucí práce: Ing. Markéta Kořová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na projektu, jehož cílem je **naměření dat pro moji bakalářskou práci. Data budou snímána pomocí chodníku Zebris a pomocí 16ti kanálového systému EMG se zabudovanými akcelerometry.** Jednotlivé testy jsou pohybově nenáročné, účastník je opakovaně testován pomocí přístrojové techniky, která je bezpečná, bez rizika způsobení úrazu.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, datum podpisu a datum konání měření, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelé projektu mne informovali o podstatě výzkumu a seznámili mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a pro mne za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jména, příjmení a podpisy osob provádějících měření:

Nikola Semeráková: \_\_\_\_\_

V Brně dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

\_\_\_\_\_

V Brně dne: \_\_\_\_\_

## B PROTOKOL MĚŘENÍ

	[s]	
<b>Měření č. 1: stoj na šířku ramen</b>	<b>30</b>	<b>30</b>
<b>Měření č. 2: stoj na šířku ramen - pootočení hlavy</b>	<b>20</b>	<b>20</b>
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
<b>Měření č. 3: stoj spojný</b>	<b>30</b>	<b>30</b>
<b>Měření č. 4: stoj spojný - zavřené oči</b>	<b>30</b>	<b>30</b>
<b>Měření č. 5: stoj zvednutá pravá noha - pootočení hlavy</b>	<b>20</b>	<b>20</b>
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
<b>Měření č. 6: stoj zvednutý levá noha - pootočení hlavy</b>	<b>20</b>	<b>20</b>
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
<b>Měření č. 7: stoj střídavě zvednutá pravá a levá noha - zavřené oči</b>	<b>45</b>	<b>45</b>
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na levé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na pravé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na levé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na pravé noze	5	
stoj na obou nohách	5	

## C OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

Přiložené CD obsahuje:

- Elektronickou verzi práce ve formátu PDF pod názvem *Nikola\_Semerakova\_BP.pdf*
- Skripty použité ke zpracování dat z elektromyografu, které se nacházejí ve složce *EMG*, kde jsou roztrženy do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt\_1*)
- Naměřená data z elektromyografu, které jsou obsaženy ve složce *EMG*, kde jsou roztrženy do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt\_1*)
- Skripty použité ke zpracování dat z dynamického chodníku, které se nacházejí ve složce *chodnik*, kde jsou roztrženy do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt\_1*)
- Naměřená data z dynamického chodníku, které jsou obsaženy ve složce *chodnik*, kde jsou roztrženy do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt\_1*)
- Informace ke spuštění jednotlivých skriptů, které jsou sepsány v textovém dokumentu s názvem *readme*